

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO
MESTRADO E DOUTORADO

MARCELO KRÁS BORGES

AS PROPRIEDADES MECÂNICAS E ELÉTRICAS DO MÚSCULO QUADRÍCEPS
EM DIFERENTES FAIXAS ETÁRIAS

Porto Alegre

2007

MARCELO KRÁS BORGES

**ESTUDO COMPARATIVO DO TORQUE MÁXIMO E DO SINAL
ELETROMIOGRÁFICO DOS EXTENSORES DO JOELHO ENTRE DIFERENTES
FAIXAS ETÁRIAS**

Dissertação apresentada à Escola de
Educação Física da Universidade Federal do
Rio Grande do Sul como requisito parcial
para obtenção do título de Mestre em
Ciências do Movimento Humano.

ORIENTADOR: PROF. DR. MARCO AURÉLIO VAZ

Porto Alegre, setembro de 2007

AGRADECIMENTOS

Agradeço a muitos não só pela execução desse trabalho, mas pela oportunidade de tê-lo feito, pela solidariedade encontrada, generosidade, doação de tempo, invenção de tempo e pelo perdão à minha falta de tempo:

- Ao Prof. Dr. Marco Aurélio Vaz, orientador, por me reabrir as portas dessa Escola, pela confiança e sobretudo pelo zelo à pesquisa, capacidade e todos os ensinamentos transmitidos.

- Ao Prof. Dr. Ricardo Petersen, pela primeira oportunidade e amizade.

- Ao todo o Corpo Docente do PPGCMH, pela qualidade e excelência.

- Aos meus filhos, Guilherme e Gabriel, por toda a compreensão às minhas ausências.

À Caroline Koury, pelo tudo no antes, durante e no fim...

Aos colegas todos do Lapex pelas preciosas inteligências, dicas e incentivos diversos.

Aos preciosos colegas, sem a ajuda dos quais seria bem mais difícil: Cíntia Hitzel, organização, disciplina e competência; Ana Melissa Rodrigues, capacidade, perspicácia e doação, Fernando Diefentheler, o facilitador, a alegria.

À minha irmã (ermã) Kiki, palavrinhas amigas na hora certa.

Aos meus pais, que durante o mestrado foram os vizinhos que menos visitei.

À Angela, pela constante preocupação sempre demonstrada.

Aos amigos, colegas, enfim, todos que vibraram, de alguma forma, sempre serei grato.

RESUMO

Estudos anteriores têm relatado um decremento na capacidade de produção de força com a idade. Mudanças estruturais e funcionais nos músculos esqueléticos tal como a sarcopenia (perda de massa muscular), diminuição da ativação das unidades motoras, co-contração aumentada da musculatura antagonista, diminuição da tensão da fibra muscular e rigidez do tendão são referidos para explicar a funcionalidade motora reduzida em indivíduos idosos. Este estudo objetivou investigar as mudanças ligadas à idade na produção de torque voluntário isométrico e isocinético (TVM), como também as respostas eletromiográficas (EMG). Hipotetizamos, como conseqüências do envelhecimento: a) uma redução da capacidade de produção de TVM; b) deslocamento da curva torque-ângulo (para a esquerda) na direção de menores comprimentos musculares; c) deslocamento da curva torque-velocidade (para a esquerda) na direção de menores velocidades; d) que uma menor ativação muscular seria observada. Quarenta indivíduos saudáveis, do gênero masculino, divididos igual e randomizadamente em quatro grupos (15-30; 31-45; 46-60 e 61-75 anos), participaram neste estudo como sujeitos, aos quais foram solicitados produzir torques máximos de extensão de joelho em um dinamômetro isocinético (Byodex®) em diferentes ângulos (15°; 30°; 45°; 60°; 75°; 90° e 105°) e velocidades (60°/s; 120°/s; 180°/s; 240°/s; 300°/s e 360°/s). Sinais da EMG dos músculos da coxa, como vasto lateral, reto femoral e vasto medial foram simultaneamente registrados. O nível de atividade física foi avaliado pelo IPAQ-forma curta (*International questionnaire of physical activity*). Valores de TVM, valores RMS do sinal EMG e nível de atividade física foram usados como medidas dependentes. Os resultados demonstraram uma diminuição no TVM com a idade. Particularmente, menores valores de TVM foram encontrados durante as maiores velocidades em condições isocinéticas. Nenhuma mudança foi observada nas curvas torque-ângulo e torque-velocidade e nenhuma mudança ligada à idade foram encontradas nas respostas da EMG. Concluimos que a idade afeta a produção de TVM, particularmente em maiores velocidades. Além disso, os resultados permitem-nos apontar que os altos níveis de atividade física e demandas funcionais possam explicar a similaridade encontrada nas respostas EMG entre os diferentes grupos.

Palavras-chave: envelhecimento, sarcopenia, torque, curva torque-ângulo, curva torque-velocidade, EMG.

ABSTRACT

Previous studies have reported a decrease in force production ability with age. Structural and functional changes on the skeletal muscles such as sarcopenia (loss of muscle mass), decreased ability of motor unit firing, increased co-activation of antagonist muscle, decreased muscle fiber tension and tendon's rigidity are taken into account for the reduced motor functionality in elderly individuals. This study aimed to investigate age-related changes of maximum voluntary isometric and isokinetic torque production (MVT), as well as electromyography (EMG) responses. We hypothesized that as consequence of aging: a) a reduced ability of MVT production; b) a torque/angle curve displacement (left side) towards the lowers muscle lengths; c) a torque/velocity curve displacement (left side) towards smaller velocities; d) and decreased muscle activation will be observed. Forty healthy male individuals, evenly and randomly divided in four age groups (15–30; 31– 35; 45– 60; 60–75 years old), participated in this study as subjects. The subjects were asked to produce maximum knee extension torques on the isokinetic dynamometer (Cybex ®) in different angles (15°; 30°; 45°; 60°; 75°; 90° and 105°) and velocities (60°/s; 120°/s; 180°/s; 240°/s; 300°/s and 360°/s). EMG signals from the upper leg muscles such as, vatsus lateralis, rectus femoris, vastus medialis, were simultaneously recorded. The level of physical activity was evaluated by the QIAF–short form (International questionnaire of physical activity). MVT values, RMS values from EMG signals and level of physical activity were used as dependent measures. The results showed a decrease in MVT with age. Particularly, lower values of MVT were found during higher velocities under isokinetic condition. No changes were observed for torque/angle and torque/velocity curves and no age-related changes were found on the EMG responses. We conclude that aging affects MVT production, particularly during high velocities. In addition, the results allowed us to point out that higher levels of physical activity and functional demand, showed by the older groups, could explain the similarities found on EMG responses among the different age groups.

Key words: aging, sarcopenia, torque, angle/torque curve, torque/velocity curve, EMG

LISTA DE ABREVIACÕES

Área de secção transversa	AST	
Torque Voluntário Máximo	TVM	
Root Mean Square	RMS	
Reto Femoral	RF	
Vasto Medial	VM	
Vasto Lateral	VL	
Relação Torque-ângulo	T-A	
Relação Torque-Velocidade	T-V	
Eletromiografia	EMG	
Amplitude de Movimento	ADM	
Questionário Internacional de Atividade Física	IPAQ	

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO.....	9
REVISÃO DE LITERATURA.....	13
OBJETIVOS.....	23
HIPÓTESES.....	24
METODOLOGIA.....	26
CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA.....	26
AQUISIÇÃO DOS DADOS.....	27
PROTOCOLO.....	31
ANÁLISE DOS DADOS.....	31
ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	32
RESULTADOS.....	37
DADOS ANTROPOMÉTRICOS.....	37
DADOS DE TORQUE.....	38
DADOS ELETROMIOGRÁFICOS.....	44
DISCUSSÃO.....	52
CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	62
CONCLUSÃO.....	66
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	65
ANEXOS.....	72

1. INTRODUÇÃO

O Brasil é um dos países que apresenta um dos mais agudos processos de envelhecimento da população com sessenta anos ou mais. O percentual de idosos, em 1980, era de 6,1%, e, em 2000, aumentou para 8,6%, o que corresponde a um aumento absoluto de 7,3 milhões de indivíduos (Giatt e Barreto, 2003).

Estudando as perspectivas de crescimento da população economicamente ativa no Brasil, Wajnman (1997) identificou que o segmento que mais cresceu entre 1980 e 1990 foi o de 25 a 49 anos. Entre 2000 e 2020, esse segmento corresponderá ao das pessoas com mais de cinquenta anos.

O envelhecimento é um fenômeno associado com a perda progressiva da função neuromuscular, o que conduz, freqüentemente, à incapacidade e à perda de independência (Doherty et al., 2003; Petrella et al., 2005). Esse decréscimo da função neuromuscular contribui potencialmente para quedas e para outras formas de morbidade (Reeves et al., 2003).

Estudos longitudinais têm reportado declínio da capacidade de produção de força com o envelhecimento, (Bassey e Harries 1993, , Murray et al., 1985; Doherty et al., 2003). (Kallman et al., (1999) referiram uma redução de 37% a partir da quarta década de vida e Christopher et al. (2005) relataram uma queda da força em uma taxa de 1-2% ao ano, a partir da quinta década Lauretani et al., (2003) demonstraram um decréscimo praticamente linear na capacidade de geração de força com o avanço das idades: em torno de 10% da terceira para a quarta década

Tais reduções na força do músculo esquelético, associadas ao envelhecimento biológico, são creditadas, em parte, à perda de massa muscular ou sarcopenia (Petrella et al., 2005), assim como à diminuição da capacidade de ativação das unidades motoras, evidenciadas em alguns casos como uma capacidade reduzida da ativação elétrica do músculo (Bilodeau et al., 2001; Harridge et al., 1999). No entanto, essa redução na atividade eletromiográfica do músculo nem sempre é observada (Jakobi e Rice, 2002; Scaglioni et al., 2002).

Outros fatores encontrados na literatura para explicar a redução na capacidade de produção de força com o envelhecimento são o aumento da co-

ativação da musculatura antagonista (Reeves et al., 2003; Narici et al., 2003; Christopher et al., 2005; Macaluso et al., 2002), a diminuição da tensão específica da fibra isolada (Larsson et al., 1999) e mudanças na rigidez do tendão (Reeves et al., 2003).

A capacidade de produção de força varia em função do comprimento muscular. Essa relação entre a capacidade de produção de força e o comprimento muscular (ou relação força-comprimento), foi descrita há mais de quatro décadas por Gordon et al. (1966). Segundo esses autores, a força é gerada pelas pontes cruzadas ou cabeças de miosina, e a variação do comprimento do sarcômero, da fibra muscular e do músculo, por alterar o número de pontes cruzadas que podem ser estabelecidas entre os filamentos contráteis, pode interferir na produção de força. Esta relação apresenta três fases: uma ascendente (onde a força aumenta com o aumento do comprimento do sarcômero), um platô (onde a força é máxima e assim permanece tendo em vista não ocorrer alteração no número de pontes cruzadas estabelecidas) e uma fase descendente (onde a força diminui com o aumento do sarcômero devido à diminuição de pontes cruzadas estabelecidas entre filamentos grossos e finos).

Em seres humanos, essa relação é freqüentemente encontrada sob a forma de uma curva parabólica, e pode oferecer parâmetros de avaliação em diferentes situações, tais como adaptações funcionais relativas a treinamentos específicos, desuso, imobilização e outros tipos de estímulos (Vaz et al., 2004). No entanto, como não é possível obter a força muscular de forma direta em seres humanos, a relação força-comprimento é geralmente estudada através da relação entre o torque muscular máximo produzido por um grupo sinergista de músculos em diferentes ângulos articulares (os quais são representativos de diferentes comprimentos musculares). Essa relação, portanto, é conhecida como relação torque-ângulo (Kitai e Sale, 1989; Herzog et al., 1991; Koh e Herzog, 1998).

No entanto, essa relação entre a capacidade de gerar força do músculo e o seu comprimento não é estática ou inalterável. Na verdade, alterações na estrutura de um músculo provocarão alteração nessa relação. Segundo Morgan (1990), um aumento no número de sarcômeros em série no músculo provoca um deslocamento da curva força-comprimento (ou da relação torque-ângulo) para a direita, ou seja, na direção de maiores comprimentos. Se o número de sarcômeros em série de uma

fibra muscular for aumentado, os sarcômeros não serão mais capazes de produzir força máxima no mesmo comprimento da fibra. O comprimento ótimo dos sarcômeros (comprimento no qual é produzida força máxima) passará a ser atingido em comprimentos maiores da fibra.

Apesar dessas alterações já terem sido demonstradas em estudos com modelos animais (Herzog et al., 1992; Granzier et al., 1991; Tabary et al., 1972), poucas evidências têm sido reportadas em seres humanos. Evidências preliminares e indiretas desse deslocamento foram fornecidas, por exemplo, por Fração et al (2001), os quais encontraram um deslocamento para a esquerda da relação torque-ângulo dos músculos flexores plantares de bailarinas clássicas em relação aos mesmos músculos de atletas de voleibol. Segundo os autores, como a bailarina necessita produzir muita força em menores comprimentos que as atletas de voleibol, seus músculos flexores plantares se adaptam provavelmente no sentido de reduzir o número de sarcômeros de suas fibras.

Outra forma para avaliação da capacidade de produção de força é através da relação força-velocidade. Essa relação foi descrita através de uma equação por Hill (1938), que demonstrou que a capacidade de produção de força diminui de maneira hiperbólica com o aumento da velocidade de encurtamento muscular. Assim como a relação força-comprimento descrita anteriormente, em seres humanos a relação força-comprimento é estudada por meio da relação torque-velocidade (Caiozzo et al., 1981; Wickiewicz et al., 1984).

De acordo com Lieber (1992), a arquitetura muscular é um dos fatores responsáveis pela alteração da relação força-velocidade de um músculo. Músculos com fibras mais longas deverão continuar produzindo força a velocidades maiores de contração do que músculos com fibras mais curtas, que cessam sua produção de força a velocidades menores. Portanto, um aumento no número de sarcômeros em série de uma fibra muscular irá torná-la mais longa, alterando a relação força-velocidade desse músculo.

Evidências indiretas dessa alteração também foram fornecidas por Vaz et al (2002) que demonstraram um deslocamento para cima da relação torque-velocidade dos músculos flexores dorsais das bailarinas clássicas quando comparada com a relação das atletas de voleibol.

Considerando os vários estudos que demonstraram perda progressiva da produção de força muscular que ocorre no sistema motor com a idade, e muitos fatores primários e secundários que determinam as adaptações decorrentes do processo de envelhecimento, ainda não totalmente descritos na literatura, o presente estudo buscou, através da análise das propriedades mecânicas (comportamento das relações torque-ângulo e torque-velocidade) e das propriedades neuromusculares (avaliação da atividade elétrica dos músculos), identificar as possíveis mudanças relacionadas ao envelhecimento na capacidade de produção de torque dos músculos extensores do joelho. Acredita-se que a compreensão dessas mudanças no sistema neuromuscular relacionadas ao avanço da idade permitirá o delineamento de protocolos de prevenção e tratamento baseados nos possíveis efeitos do envelhecimento.

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1. ASPECTOS DA AVALIAÇÃO DO TORQUE ENTRE FAIXAS ETÁRIAS

A literatura apresenta várias evidências sobre os diferentes fatores que podem ocasionar a diminuição da força ao longo do processo biológico de envelhecimento. No entanto, muitos trabalhos divergem quanto à variação das magnitudes das mesmas variáveis mensuradas, enquanto outros comparam apenas duas faixas etárias (jovens e idosos), não estratificando as idades de forma mais específica. Em função disso, os valores de torque isométrico ou isocinético e os sinais eletromiográficos de músculos diversos apresentam valores de uma abrangência muito ampla, o que dificulta uma visualização mais precisa dos efeitos do envelhecimento sobre as propriedades mecânicas e elétricas do músculo esquelético.

Em muitos estudos, a avaliação dos sujeitos ocorreu numa faixa etária muito ampla, o que pode trazer distorções quanto aos resultados. Karlsson et al. (2003) avaliaram sujeitos de 18 a 55 anos no ângulo de 70° de extensão do joelho, e relataram uma média de torque voluntário máximo (TVM) isométrico de 400 Nm. Salienta-se que os sujeitos desse estudo apresentavam uma grande variação de idades, e os autores não apresentaram uma comparação entre os mais jovens e os de maior idade.

A mesma observação serve para o estudo de Burnfield et al. (2000), que ao avaliarem torques dos membros inferiores incluíram sujeitos dos 60 aos 82 anos (média de 74 anos), em TVMs realizados no ângulo de 60°, relatando valores de 93 Nm. A discrepância entre os resultados dos dois estudos citados é muito grande, apesar de terem avaliado torques isométricos em ângulos aproximados, e em ambos estudos, estarem incluídos sujeitos da mesma idade.

Pode-se acrescentar ao problema da avaliação das propriedades mecânicas e elétricas dos músculos em diferentes faixas etárias, o fato das populações estudadas, na maioria dos trabalhos, serem constituídas por indivíduos de outra nacionalidade que não a brasileira, o que pode ainda ser um fator relevante de variação nos resultados.

2.2. HISTÓRICO DAS RELAÇÕES TORQUE-ÂNGULO E TORQUE-VELOCIDADE

A teoria para explicar a contração muscular proposta por Andrew Huxley (1957) afirma que a força gerada pelos músculos esqueléticos provém da interação entre os filamentos de actina e miosina no sarcômero. Nomeada de Teoria das Pontes-Cruzadas, essa teoria serviu de modelo a inúmeros trabalhos científicos que se propuseram investigar os mecanismos de geração de força pelo músculo esquelético.

Gordon et al. (1966), em seu experimento com fibras isoladas do músculo semitendinoso da rã, demonstraram que a força era dependente do grau de sobreposição dos filamentos de actina e miosina. Suas conclusões foram baseadas nas alterações do padrão de estriação das fibras musculares, em diferentes comprimentos de fibra, os quais foram relacionados às tensões desenvolvidas pelas fibras durante contrações isométricas quando estimuladas eletricamente. Desde então, a Teoria das Pontes-Cruzadas tem sido fortemente associada à relação força-comprimento do músculo esquelético (Herzog et al., 1988), tendo em vista que as evidências encontradas no estudo de Gordon et al. (1966) confirmaram as hipóteses formuladas por Huxley (1957).

Em seres humanos a mensuração dessa relação de maneira direta torna-se impossível por questões éticas óbvias, uma vez que não é possível isolar células e/ou músculos para estudo. Em função disso, outra relação foi estabelecida para estudar as alterações na capacidade de produção de força decorrentes da variação do comprimento muscular nesse caso. A relação torque-ângulo possibilita a mensuração indireta da força muscular a partir da mensuração do torque gerado por um grupo muscular em contrações isométricas em diferentes ângulos articulares (os quais determinam diferentes comprimentos musculares).

Outra função que historicamente é utilizada para avaliar as propriedades mecânicas do músculo esquelético é a relação força-velocidade. Essa relação descreve a força máxima gerada durante contrações musculares em diferentes velocidades de encurtamento das fibras musculares, e representa as propriedades cinéticas das pontes cruzadas (Lieber, 2000).

Descrita por Hill (1938), a relação força-velocidade é uma relação que pode ser descrita a partir de uma equação hiperbólica. Experimentalmente, ela pode ser obtida a partir da mensuração da força máxima de um músculo em velocidades

diferentes de encurtamento sob uma resistência constante. A relação força-velocidade pode ser entendida também como a relação entre a força máxima de um músculo e sua taxa instantânea de alteração no comprimento (Nigg e Herzog, 1994).

Close (1964) demonstrou que músculos de contração rápida (extensor longo dos dedos do rato) produzem força a maiores velocidades de encurtamento quando comparados com os de contração lenta. Portanto, tanto o aumento do número de sarcômeros em série, quanto o aumento do percentual de fibras de contração rápida no músculo esquelético, aponta para o aumento da capacidade de produção de força muscular a maiores velocidades de encurtamento.

Considerando que as miofibrilas estão arranjadas paralelamente umas às outras na fibra muscular, o tamanho da fibra pode ser fator preponderante para a capacidade de geração de força, tanto em comprimento, como em diâmetro. Huijing (1985) salientou que os efeitos da variação do número de sarcômeros na relação força-comprimento podem ser insignificantes em maiores comprimentos musculares, mas podem ter alguma importância em menores comprimentos. Fibras longas e finas terão um efeito dominante em série, enquanto que fibras curtas e de grande diâmetro terão efeitos em paralelo (Enoka, 1988). Em outras palavras, a força muscular é proporcional a sua área de secção transversa e a velocidade é proporcional ao comprimento da fibra muscular.

2.3. EFEITOS DO COMPRIMENTO MUSCULAR NA CAPACIDADE DE PRODUÇÃO DE TORQUE

Wickiewicz et al. (1983), quanto à arquitetura muscular, ressaltaram que o comprimento da fibra muscular relativo ao comprimento total do músculo é semelhante para um determinado músculo. Isso levou os autores a concluir que a relação torque-ângulo tem comportamento semelhante em diferentes indivíduos quando normalizadas pelo pico de torque (torque máximo). Entretanto, Herzog et al. (1988), investigando a aplicação da mesma relação no músculo reto femoral de diferentes sujeitos (seis mulheres), encontraram diferenças nessa relação entre os participantes, fato explicado pelos autores como decorrente das diferentes demandas funcionais que cada indivíduo era submetido em suas atividades de vida diárias.

Nessa mesma direção, Herzog et al. (1991) compararam o torque do músculo reto femoral de ciclistas e corredores, partindo do princípio de que estes têm demandas funcionais específicas, ou seja, treinam em ângulos articulares diferentes. Os autores demonstraram que a relação força-comprimento é alterada por esta especificidade do treino, uma vez que ciclistas apresentaram torques maiores em menores comprimentos do músculo reto femoral, e corredores, por sua vez, apresentaram torques maiores em comprimentos maiores, os quais são relativos aos comprimentos musculares usuais da prática de cada modalidade esportiva.

Investigações no mesmo sentido foram feitas por Kitai e Sale (1989), que observaram os efeitos do treinamento isométrico em determinados ângulos do tornozelo sobre a força decorrente de contração voluntária e provocada por estimulação elétrica artificial. Esses autores demonstraram que houve um aumento do torque voluntário máximo em torno de 18% no ângulo treinado e nos dois ângulos adjacentes ao de treinamento.

Vaz et al. (2002) encontraram torques superiores em ângulos maiores para músculos flexores dorsais do tornozelo em bailarinas, quando comparadas com os mesmos músculos de atletas de voleibol. Considerando que a prática do balé leva a intensas demandas em flexão plantar, o que provocaria uma maior excursão dos flexores dorsais, os autores sugerem que há um deslocamento da relação torque-ângulo dos músculos flexores dorsais das bailarinas em direção a maiores comprimentos, tendo em vista um possível aumento no número de sarcômeros em série das fibras dessas atletas.

Koh e Herzog. (1998) investigaram a influência da excursão do músculo tibial anterior em coelhos, e demonstraram que o número de sarcômeros em série aumentava com o aumento da excursão do músculo em animais em crescimento. As evidências desse estudo fortalecem a idéia de que as demandas funcionais são responsáveis pelas alterações na relação força-comprimento.

Em nível muscular, o arranjo das fibras em relação ao eixo de geração de força (ângulo de penação) do músculo é um dos possíveis fatores que altera a capacidade de produção de força. Quanto maior for o ângulo de penação, mais fibras em paralelo estarão acomodadas em um mesmo volume e, conseqüentemente, maior será a produção de força, o que pode ser calculado pela equação $AST = V / Cf$, onde AST representa a área de secção transversa do

músculo; V representa o volume do músculo e Cf representa o comprimento do fascículo (Fukunaga et al., 1997 e Aagaard et al., 2001).

A diminuição da área de secção transversa (AST) é, provavelmente, um fator primário na diminuição da capacidade de geração de força em idade avançada (Macaluso et al., 2002). A sarcopenia, apesar de considerada como fator importante para a diminuição da produção de força em indivíduos com idade mais avançada, não é o único fator determinante dessa diminuição.

Assim, se houver uma perda de volume muscular e do comprimento do fascículo, sugere-se fortemente que a sarcopenia envolve uma perda do número de sarcômeros em série e paralelo, que são alterações nas estruturas intrínsecas do músculo, modificando também o ângulo de penação. Todas estas estruturas intrínsecas do músculo sofrem redução significativa nos idosos quando comparados com indivíduos jovens (Narici et al, 2003).

Em contrapartida, Häkkinen et al. (2001) testaram, durante um período de seis meses, um programa de resistência e potência muscular em homens e mulheres de meia-idade (em torno de 40 anos) e em idosos (em média de 70 anos). Os autores verificaram que o aumento de força observado inicialmente nos idosos dava-se mais por adaptação neural (determinada através da eletromiografia), e concluíram que o aumento apenas da massa muscular não justifica, sozinho, o aumento da produção de força.

Lauretani et al. (2003) fizeram uma grande investigação com 1176 participantes de ambos os sexos. Os sujeitos foram estratificados em sete grupos de idades, dos 20 até mais de 85 anos. Os autores compararam o torque isométrico da musculatura extensora do joelho, e relacionaram a sarcopenia à curva descendente de produção de força ao longo do envelhecimento, tanto para homens como mulheres.

Lanza et al.(2003), avaliando os efeitos da idade na capacidade de produção de torque, compararam 12 jovens (26 ± 5 anos) com 12 idosos (72 ± 6 anos) e relataram uma superioridade dos jovens em 20% e 52% para o torque isométrico máximo extensor do joelho nos ângulos de 90° a 140° , respectivamente. Apesar de avaliarem a partir de 90° , e não de toda a amplitude de extensão do joelho, salientaram ainda uma queda linear até 140° para os valores de Torques voluntários máximos (TVMs) registrados nos dois grupos, sendo mais pronunciada nos sujeitos idosos.

2.4. EFEITOS DA VARIAÇÃO DA VELOCIDADE DE ENCURTAMENTO MUSCULAR NA CAPACIDADE DE PRODUÇÃO DE TORQUE

Thorstensson et al. (1976) salientaram que o desenvolvimento das técnicas isocinéticas possibilitou uma melhor avaliação das características dinâmicas dos músculos esqueléticos humanos intactos. Usando um dinamômetro isocinético, investigaram o torque da musculatura extensora do joelho de 25 participantes em velocidades que variaram de 0 °/s a 180 °/s. O torque dinâmico gradualmente diminuiu com o aumento das velocidades angulares, e a curva da relação torque-velocidade comportou-se como a hipérbole da equação clássica de Hill (1938).

Em seres humanos, essa relação é obtida a partir da mensuração do torque máximo obtido em contrações onde a velocidade angular de movimento articular é mantida constante (relação torque-velocidade).

Caiozzo et al. (1981) investigaram as mudanças na relação força-velocidade dos músculos extensores do joelho de indivíduos sedentários submetidos a um programa de treinamento em baixas velocidades, onde o torque é maior. Os autores confirmaram, após o período de treinamento, um marcado aumento do torque nas velocidades trabalhadas.

Protocolos isocinéticos são bastante variados na literatura quanto às velocidades aplicadas, torques obtidos e faixas etárias. Larsson et al. (1999) investigaram 10 sujeitos do sexo masculino, com média de idade de 46 anos, em velocidade angular de 90°/s, registraram uma média torque isocinético de 150Nm. Pincivero et al.(2003), na velocidade angular de 70°/s, registraram valores máximos em 19 jovens (24,6 anos) masculinos de 172,6 Nm.

Gerdle et al. (2000) no estudo em que avaliaram torques isocinéticos máximos para 11 sujeitos masculinos, numa faixa etária de 20 a 38 anos, na velocidade angular de 90°/s, obtiveram uma média de torque máximo de 300 Nm. Também relataram ter encontrado, no mesmo estudo, uma correlação positiva entre as maiores médias do valor RMS para os músculos reto femoral (RF) e vasto medial (VM) com o pico de torque em dois terços da sua amostra, o que demonstra uma relação entre ativação muscular e a capacidade de produção de torque também em contrações isocinéticas.

Semelhante relação já havia sido relatada por Jubrias et al. (1997). Ao investigar a força em contrações isocinéticas e a área de secção transversa em músculos de idosos, relataram que a diminuição da força é maior que a diminuição da massa nestes indivíduos, o que confirma que a sarcopenia isolada não justifica a diminuição de produção de torque nos indivíduos idosos.

Babault et al. (2002) avaliaram o torque da musculatura extensora do joelho, em contrações isocinéticas nas velocidades de 60°/s e 120°/s, em 9 sujeitos jovens (22 anos) do sexo masculino, encontraram valores máximos de 208,6 Nm e 184,7 Nm, respectivamente.

O estudo de de Ruitter et al. (2004), com 654 sujeitos (homens e mulheres) avaliados nas velocidades angulares de 30°/s e 180°/s e estratificados nas faixas etárias de 20-34; 35-49; 50-64 e 65-80 anos, conclui que a partir dos 40 anos, há uma redução da força em torno de 8 a 10% por década, ao que relacionam com a diminuição da tensão específica da fibra muscular isolada.

No estudo com diferentes faixas etárias (20-39; 40-49; 50-59; 60-69 e 70-84 anos), Akima et al (2000), relataram correlação ($r=0,82$ - $p<0,01$) entre a área de secção transversa (AST) do quadríceps e o torque isocinético máximo nas velocidades avaliadas (60°/s; 180°/s e 300°/s) em 164 homens e mulheres avaliados. Relataram ainda, que a Relação Torque-Velocidade cai linearmente com o avançar da idade.

.Quanto ao declínio linear da curva Torque-Velocidade, Lanza et al.(2003) vão ao encontro do estudo citado anteriormente, quando compararam o torque isocinético máximo da musculatura extensora do joelho nas velocidades angulares de 60°/s; 120°/s; 210°/s; 240°/s; 270°/s; 300°/s; 330°/s; 360°/s e 400°/s em 24 indivíduos do sexo masculino entre duas faixas etárias (26 e 72 anos) ao longo da amplitude articular de 90° até 20° (zero = extensão total). A força foi, em média, 32% ($p<0,01$) menor para os sujeitos com mais idade nas velocidades de 60°/s a 400°/s, e 41% menor na velocidade específica de 270°/s.

2.5. EFEITOS DA ATIVAÇÃO MUSCULAR NA CAPACIDADE DE PRODUÇÃO DE TORQUE

Além dos efeitos do envelhecimento sobre a arquitetura muscular, há outros que também influenciam a produção de força, como a presença da inibição

muscular. Essa inibição, que pode ser definida como a incapacidade de ativar completamente todas as unidades motoras de um músculo durante esforço voluntário (Young, 1993), vem seguida de redução da força muscular (Suter e Herzog, 2000).

Segundo alguns estudos, uma redução da capacidade de ativação elétrica do músculo foi observada durante o envelhecimento (Harridge et al., 1999; Bilodeau et al., 2001); já outros relataram não ter encontrado diferenças significativas entre grupos de indivíduos jovens e idosos, concluindo que a fraqueza do músculo na velhice não parece ser devida à ativação reduzida, mas talvez esteja associada a outro mecanismo (Jakobi e Rice, 2002; Scaglioni et al., 2002; Klass et al., 2005).

A capacidade de ativação da fibra muscular por parte do sistema nervoso, assim como a co-ativação da musculatura antagonista, são fatores relevantes também para a capacidade de geração de força (Narici et al., 2003).

Moritani et al. (1979) demonstraram que 80% do aumento da capacidade de geração de força nas duas primeiras semanas de treinamento são relativos a fatores neurais, ou seja, maior ativação das unidades motoras e maior sincronicidade de disparo de unidades motoras, enquanto os fatores tróficos somente após quatro semanas de treinamento começam a sobrepujar os neurais.

Lesmes et al. (1978), investigando os efeitos de seis semanas de treinamento de curta duração e alta intensidade na musculatura flexora e extensora dos joelhos de cinco indivíduos saudáveis, não encontraram mudanças significativas no volume muscular, mas obtiveram ganhos de força, justificando seus resultados aos fatores neurais.

Reeves et al. (2004), testando um programa de fortalecimento com 18 participantes de ambos sexos, numa faixa etária de setenta anos, utilizaram 10 ângulos de extensão do joelho, e avaliaram a ativação dos músculos vasto lateral e bíceps femoral (cabeça longa) por meio da eletromiografia de superfície. Ao analisarem os valores RMS do sinal eletromiográfico, observaram um acréscimo de 19% da força, sem aumento da AST e um alto nível de co-ativação do grupo muscular antagonista.

Semelhante trabalho foi feito por Häkkinen et al. (2001), que também testando um programa de fortalecimento, ao longo de seis meses, avaliaram a diferença na capacidade de produção de força em extensão do joelho e na ativação elétrica dos

músculos vasto lateral (VL), reto femoral (RF) e vasto medial (VM) de 42 sujeitos de ambos sexos em dois grupos com idades médias de 40 e 72 anos, respectivamente. O torque isométrico máximo foi avaliado no ângulo de 70°, e observaram um aumento deste na ordem de 21% para ambas faixas etárias. Porém, não encontraram diferenças significativas no trofismo muscular, e concluíram que o aumento da força nos indivíduos idosos deveu-se mais a adaptações neurais.

Place et al. (2005), encontraram um aumento da ativação elétrica dos músculos VL, RF e VM, com o aumento do torque isométrico máximo em 10 sujeitos jovens (26,6 anos) do sexo masculino, o que vai ao encontro dos estudos citados anteriormente quanto à influência da ativação muscular na capacidade de gerar torques máximos.

A literatura apresenta uma grande variedade de estudos das alterações da capacidade de produção de força decorrentes do envelhecimento. Foi possível verificar que os estudos variam muito em suas metodologias e protocolos. Assim sendo, encontra-se trabalhos que utilizaram dinamômetro isocinético em protocolos isométricos e/ou isocinéticos, associados ou não à eletromiografia, trabalhos com recursos de imagem, como ultrassonografia, tomografia computadorizada e ressonância magnética nuclear, e uma grande variabilidade de idades.

Conforme as considerações, relatos de pesquisas e investigações apresentados, existem muitos fatores que podem influenciar a capacidade de produção de força pelo músculo esquelético: a sarcopenia, as alterações no volume do músculo, no comprimento de fibras musculares e nos ângulos de penetração destas, assim como as mudanças nas propriedades elétricas e mecânicas do músculo durante o envelhecimento foram relatadas na literatura.

A maioria das comparações encontradas nos estudos está dicotomizada entre dois grupos apenas - jovens e idosos. Há uma carência de investigações que comparem a capacidade de produção de torque entre jovens e idosos sem excluir, porém, as idades intermediárias.

Buscou-se, então nesse trabalho, acrescentar uma investigação que contemplasse, de maneira abrangente, as influências dos ângulos articulares, das velocidades de encurtamento muscular e da ativação dos músculos extensores do joelho na produção do torque voluntário máximo em diferentes faixas etárias, o que

entende-se ser fundamental para abordagens de treinamento, recuperação e prevenção de lesões musculares.

3.OBJETIVOS

Investigar as mudanças relacionadas à idade nas propriedades mecânicas e eletromiográficas dos músculos extensores do joelho de indivíduos adultos saudáveis.

3.2. Objetivos específicos

3.2.1- Comparar as relações torque-ângulo (T-A) dos músculos extensores do joelho entre adultos de diferentes faixas etárias.

3.2.2- Comparar as relações torque-velocidade (T-V) dos músculos extensores do joelho entre adultos de diferentes faixas etárias.

3.2.3- Comparar o comportamento do sinal eletromiográfico (EMG) dos músculos extensores do joelho, ao longo das diferentes amplitudes e velocidades angulares, entre adultos de diferentes faixas etárias.

4. HIPÓTESES

Considerando que com o avanço da idade há um declínio acentuado nas capacidades neuromecânicas do sistema motor, e que isso acarreta alterações nas propriedades morfológicas, mecânicas e de ativação muscular, as seguintes hipóteses foram formuladas:

4.1. Torque Isométrico Máximo

H 1- Partindo do pressuposto que o envelhecimento acarreta uma redução da massa muscular, com conseqüente diminuição na área de secção transversa anatômica, área de secção transversa fisiológica, ângulo de penetração e comprimento do fascículo (Narici et al., 2003), espera-se que ocorra uma redução na capacidade de produção de força muscular provocando uma diminuição do torque voluntário máximo isométrico nos indivíduos idosos em relação aos jovens.

4.2. Propriedades mecânicas:

H 2-, Com o envelhecimento há uma redução na área de secção transversa anatômica com conseqüente diminuição do comprimento do fascículo, (Narici et al., 2003.) Assumindo-se que indivíduos idosos podem apresentar encurtamento dos músculos da coxa (avaliado pela diminuição da amplitude de movimento - ADM do joelho) a excursão muscular poderá diminuir, e conforme tem sido proposto (Morgan, 1990; Herzog et al., 1991), fibras musculares mais curtas, têm reduzido o número de sarcômeros em série, e conforme descrito por Koh e Herzog (1998), espera-se um deslocamento da curva da relação torque-ângulo no sentido de menores comprimentos (desvio para a esquerda na relação T-A normalizada).

H3- Com o envelhecimento há uma redução na área de secção transversa anatômica com conseqüente diminuição do comprimento do fascículo, (Narici et al., 2003.) Tem sido proposto que fibras musculares mais curtas produzirão menos força a maiores velocidades de encurtamento do que músculos com fibras mais longas, que continuam sua produção de força a velocidades maiores. Portanto, uma diminuição no número de sarcômeros em série de uma fibra muscular irá torná-la

mais curta, alterando a relação força-velocidade com provável deslocamento da curva força-velocidade para esquerda

4.3. Propriedades eletromiográficas:

H4- A presença de inibição muscular com o avançar da idade está associada com a uma inibição neural (Young,1993;Suter e Herzog,2000). Desta forma espera-se que a magnitude do sinal eletromiográfico (valor RMS) dos idosos seja menor do que a dos jovens adultos.

5. METODOLOGIA

5.1. Caracterização dos sujeitos

A amostra foi composta por 40 indivíduos do sexo masculino, selecionados de forma intencional os quais foram convidados a participar como sujeitos desse estudo. Os participantes foram distribuídos em quatro grupos etários distintos conforme a classificação gerontológica da Organização Mundial da Saúde (2005): idade adulta jovem ou juvenil de 15 a 30 anos (n=10); idade madura de 31 a 45 (n=10); idade de mudança ou envelhecimento de 46 a 60 anos (n=10); idade do homem mais velho de 61 a 75 anos (n=10). Medidas antropométricas e do nível de atividade física foram avaliadas com o intuito de minimizar as diferenças entre os grupos de possíveis variáveis intervenientes. Detalhes sobre as características dos grupos selecionados podem ser encontrados na Tabela 1 (sessão 6.1).

Os critérios de exclusão da amostra foram os seguintes: contra-indicação médica para a participação em testes de esforço máximo, detectados na avaliação cardiológica, como níveis de pressão arterial acima de 240/120 mmHg, angina e alterações eletrocardiográficas sugestivas de isquemia, além da presença de qualquer doença neurológica, musculoesquelética, inflamatória, metabólica ou doenças neoplásicas ativas. Foram também respeitadas as recomendações do Humac ® Norm System User's Guide (2005), que apresenta as seguintes contra-indicações para testes no dinamômetro isocinético: a) Contra-indicações absolutas: - processo cicatricial ativo, dor severa, extrema diminuição de amplitude de movimento (ADM), edema articular severo, instabilidade articular e rigidez músculo-tendínea aguda. b) Contra-indicações relativas (situações que deverão ser avaliadas) dor, diminuição de ADM, edema articular ou sinovite e entorse de 3^o grau crônico ou entorse subagudo. Além disso, para redimir efeitos da inatividade física (Narici, 2003), todos os indivíduos selecionados foram considerados, no mínimo, moderadamente ativos conforme o escore do Questionário Internacional de Atividade Física - Forma Curta - IPAQ (*International Physical Activity Questionnaire* - ANEXO A.2) (Craig et al., 2003).

Para avaliação dos critérios de exclusão, todos os sujeitos foram previamente avaliados, através de exame clínico cardiológico, que consistiu de mensuração da

tensão arterial, eletrocardiograma de repouso (ECG) e teste ergométrico em esteira, seguindo o Protocolo de Bruce (Mastrocolla et al, 1995), conforme recomenda o Consenso Nacional de Ergometria (Mastrocolla et al, 1995).

Os procedimentos de coleta foram cuidadosamente explicados para cada indivíduo, os quais assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (ANEXO A.1) para participação voluntária na pesquisa. Para os participantes com idade inferior a 18 anos, foi solicitada a autorização legal dos pais ou responsável legal, os quais também estavam cientes dos procedimentos de coleta. Os procedimentos foram previamente aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, sob o protocolo de número 200611.

5.2. MATERIAS E PROCEDIMENTOS DE COLETA

5.2.1 MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS

A massa corporal (em Kg) dos sujeitos, portando roupas leves e descalços, foi mensurada através de uma balança do tipo Filizola, com precisão de 0,1 kg. A estatura (em metros) foi mensurada por um altímetro, acoplado à balança acima descrita. A partir dos valores de estatura e massa corporal, calculou-se o Índice de Massa Corporal (IMC) expresso pela relação entre massa corporal em kg e estatura em m^2 (Bray, 1978). O perímetro da coxa meso-femoral foi mensurado com uma fita métrica antropométrica padrão da Organização Mundial da Saúde (OMS), com variação em milímetros, aplicada no nível médio entre a linha inguinal e a borda proximal da patela (Figura 1a), com o quadril flexionado a 90° , de acordo com a descrição de Heyward e Stolarczyk (2000) (Figura 1b). As amplitudes de movimento da articulação (ADM) do joelho foram obtidas através do uso de um goniômetro da marca Advanced Rehab® (Systems, Inc) e foram mensuradas para os movimentos ativos de flexão (Flx.) no plano sagital, com o participante em decúbito dorsal, movimentando o quadril até flexão de 90° , sem rotação e para extensão (Ext.) com o retorno correspondente a partir da flexão (Figura 1c). A haste fixa do goniômetro foi disposta na lateral da coxa e a móvel acompanhando o movimento da perna, estando o eixo do aparelho na articulação do joelho para ambas as medidas (Marques, 2003).

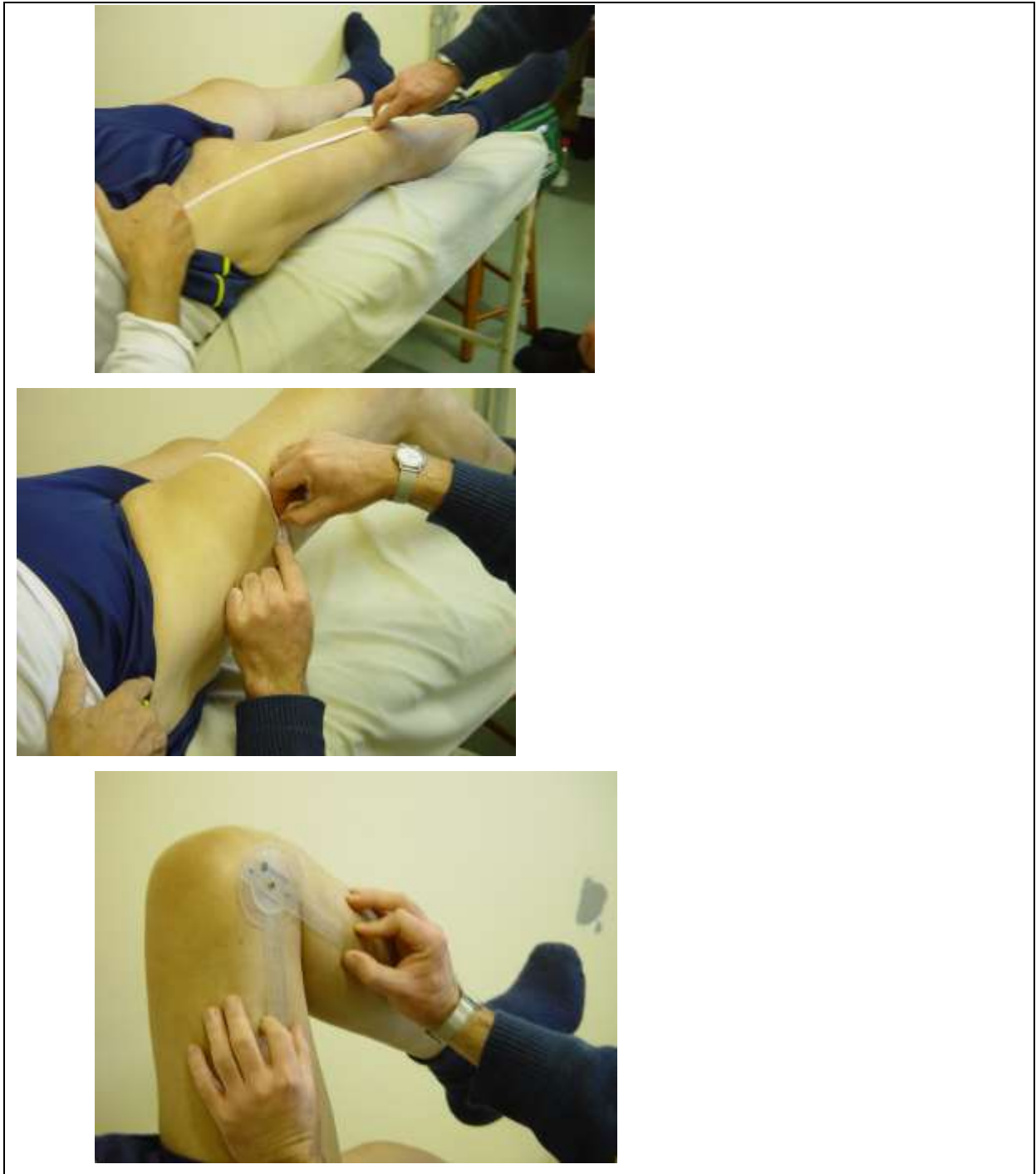


Figura 1 – Ilustração dos procedimentos adotados para a coleta das medidas antropométricas. A = determinação do comprimento entre a linha inguinal e a borda proximal da patela; B = medição do perímetro; C = medição da amplitude articular de movimento da articulação do joelho.

5.2.2. DINAMOMETRIA

O torque máximo de extensão do joelho foi obtido por meio de um dinamômetro isocinético Biodex®, modelo System 3 (*Biodex Medical System*, Shirley – NI, USA). Foram avaliados o torque máximo isométrico e máximo isocinético de extensão de joelho, a fim de determinar as relações torque-ângulo e torque-velocidade dos extensores do joelho.

O sujeito foi posicionado sentado na cadeira do dinamômetro isocinético e fixado à cadeira do dinamômetro por meio de tiras de velcro, a fim de manter a estabilidade corporal durante o esforço máximo. Os ângulos do quadril e do joelho serão mantidos em aproximadamente 90° de flexão a partir da extensão completa do segmento (0° = extensão completa joelho). O eixo aparente da articulação do joelho será alinhado com o eixo de rotação do braço mecânico do dinamômetro (Figura 2).



Figura 2. Ilustração de um sujeito posicionado no dinamômetro isocinético durante a coleta dos dados de dinamometria.

5.2.3. ELETROMIOGRAFIA

Um sistema de eletromiografia (EMG) de oito canais (AMT-8, Bortec Biomedical Ltd., Canadá) foi utilizado para a aquisição dos sinais EMG. Os sinais EMG dos músculos extensores do joelho foram coletados através de pares de eletrodos de superfície passivos (MEDITRACE- 100; Ag/AgCl; diâmetro de 2 centímetros) em configuração bipolar. O eletrodo proximal foi posicionado sobre o ponto motor de cada músculo, enquanto o eletrodo distal foi posicionado distalmente ao eletrodo proximal, na direção aproximada das fibras musculares, dos músculos VL, RF e VM; semelhante à configuração proposta por Basmajian e De Luca (1985).

Antes da colocação dos eletrodos, a impedância elétrica da pele foi reduzida pela raspagem dos pêlos com lâmina descartável, e pela limpeza da pele com algodão embebido em álcool, a fim de remover as células mortas e a oleosidade da pele no local do posicionamento dos eletrodos. A seguir, os eletrodos foram fixados na pele e uma leve pressão será aplicada sobre eles para aumentar o contato entre o gel do eletrodo e a pele (NIGG e HERZOG, 1999).

Os sinais EMG e de torque foram digitalizados com uma frequência de 2000 Hz por canal por meio de uma placa analógico-digital DI-720 (Dataq Instruments Inc., Akron, EUA). O sistema Dataq (Dataq Instruments Inc., Akron, EUA) foi utilizado para a aquisição de dados, e os sinais foram armazenados em um computador tipo Pentium IV para posterior análise.



Figura 3. Ilustração do procedimento de tricotomia dos pelos adotados na preparação dos sujeitos para a coleta dos sinais eletromiográficos (a). Local de posicionamento dos eletrodos nas três porções do músculo quadríceps e do eletrodo de referência junto à tíbia (b).

5.2.4. PROTOCOLO

Previamente à realização dos testes de TVMs isométrico e isocinético, os sujeitos responderam as questões do IPAQ - forma curta, e foram mensurados os dados antropométricos. Na seqüência, a pele dos pacientes foi preparada para a colocação dos eletrodos de EMG nos músculos extensores do joelho (reto femoral, vasto medial e vasto lateral). Após o adequado posicionamento dos eletrodos, os pacientes foram posicionados no dinamômetro isocinético.

Todos os pacientes realizaram uma sessão de familiarização com o dinamômetro previamente ao início dos testes. Após o protocolo de familiarização, foram realizados três TVMs dos extensores do joelho, no ângulo articular de 60°, o qual representa o ângulo de maior capacidade de produção de torque de cada grupo muscular, respectivamente, (Murray et al., 1977) e preconizado em outros estudos semelhantes como o melhor ângulo para determinação do torque máximo (Thorstensson et al., 1976; Pincivero et al., 2002; Karlsson et al., 2003). O maior

valor obtido com esse procedimento de avaliação foi utilizado para normalização dos valores de torque. Da mesma forma, os valores obtidos com a EMG nessas contrações foram utilizados para a normalização dos dados de EMG de todas as avaliações subsequentes.

O torque isométrico máximo e isocinético máximo de extensão do joelho também foi avaliado em sete ângulos distintos (15° , 30° , 45° , 75° , 90° , 105°) e em diferentes velocidades angulares ($60^{\circ}/s$, $120^{\circ}/s$, $180^{\circ}/s$, $240^{\circ}/s$, $300^{\circ}/s$, $360^{\circ}/s$). Os indivíduos foram orientados a produzir força máxima em aproximadamente cinco segundos e a manter a contração por aproximadamente dois segundos. (Herzog e Ter Keurs, 1988) propuseram este procedimento com o objetivo de garantir que todas as fibras musculares permaneçam em comprimento constante durante a medida da força máxima produzida pelos músculos. A ordem de execução das velocidades e dos ângulos foi determinada aleatoriamente, através de sorteio, para cada indivíduo.

Entre cada contração, seja ela isométrica ou isocinética, foi observado um intervalo de 2 minutos para minimizar os efeitos da fadiga (Pires et al., 1999). Ao final do teste, o primeiro ângulo e a primeira velocidade angular serão novamente avaliados para verificar a existência desses efeitos.

5.3. ANÁLISE DOS DADOS

Os sinais de torque, por estarem sincronizados com os sinais EMG, foram utilizados como referência para análise dos sinais EMG e para analisar e calcular os valores de pico de torque. Essa análise foi realizada inicialmente através do sistema

Dataq (seleção e recorte dos sinais de torque e EMG) e subsequente através do programa Matlab (análise matemática ou processamento do sinal).

O maior valor de torque encontrado para os três TVMs isométricos testados, foi utilizado como medida de torque voluntário máximo (TVM). Todos os valores de pico de torque isométrico foram analisados a partir do platô do sinal de torque calculado através do programa Matlab, assim como, os valores de pico de torque isocinético também foram analisados pelo mesmo programa. Os sinais de torque foram filtrados com um filtro passa-banda com frequências de corte de 0 Hz e 10 Hz. A relação torque-ângulo e torque-velocidade foram descritas baseada nos valores de TVM atingidos, respectivamente em cada um dos ângulos testados (15°, 30°, 45°, 60°, 75°, 90°, 105°) e em cada uma das velocidades angulares testadas (60°/s, 120°/s, 180°/s, 240°/s, 300°/s, 360°/s).

Valores *root mean square* (RMS) dos sinais eletromiográficos foram obtidos a partir dos recortes de um segundo de duração (recorte correspondente a 2000 pontos) das TVMs isométricas de cinco segundos do protocolo, eliminando-se o início e o fim da contração (Figura 4). A partir desse procedimento foram analisados apenas os sinais obtidos durante o platô do sinal de força (Vaz et al., 1996). Os valores RMS do sinal EMG nas diferentes velocidades, foram calculados pelo correspondente pico de torque isocinético para cada velocidade.

Os passos usados para a análise do sinal EMG foram os seguintes: (a) a linha de base de cada sinal foi posicionada na escala zero; (b) os ganhos utilizados durante a aquisição dos sinais foram removidos, para que o sinal retornasse ao seu tamanho original; (c) o sinal foi submetido a um filtro digital passa-banda do tipo butterworth, de ordem cinco, com uma frequência de corte inferior de 10 Hz e superior de 500 Hz; (d) foi realizada uma análise via FFT (Transformada Rápida de

Fourier), ou seja, a partir do espectro de frequência dos sinais, para a detecção de possíveis ruídos em frequências específicas, como por exemplo, o ruído de 60 Hz; (e) esses ruídos foram eliminados sempre que foram detectados a partir de nova filtragem utilizando um filtro rejeita-banda; (f) foram recortados os intervalos dos sinais a serem utilizados para a análise; (g) foram calculados os valores RMS do sinal eletromiográfico.

Os sinais de torque e EMG foram normalizados em função do TVM isométrico obtida em 60° e da TVM isocinético na velocidade angular de 60°/s de cada sujeito, a fim de que se pudessem comparar as alterações das propriedades mecânicas e elétricas dos sujeitos dos diferentes grupos, e entre os mesmos sujeitos de um grupo. Os dados de torque isométrico foram então apresentados em relação aos diferentes ângulos articulares, e os dados de torque isocinético foram apresentados em relação às diferentes velocidades angulares de movimento. Os valores RMS das contrações isométricas sofreram os mesmos procedimentos que os do torque isométrico, enquanto os valores RMS das contrações isocinéticas foram normalizados a partir da mesma metodologia adotada para os valores de torque isocinético.

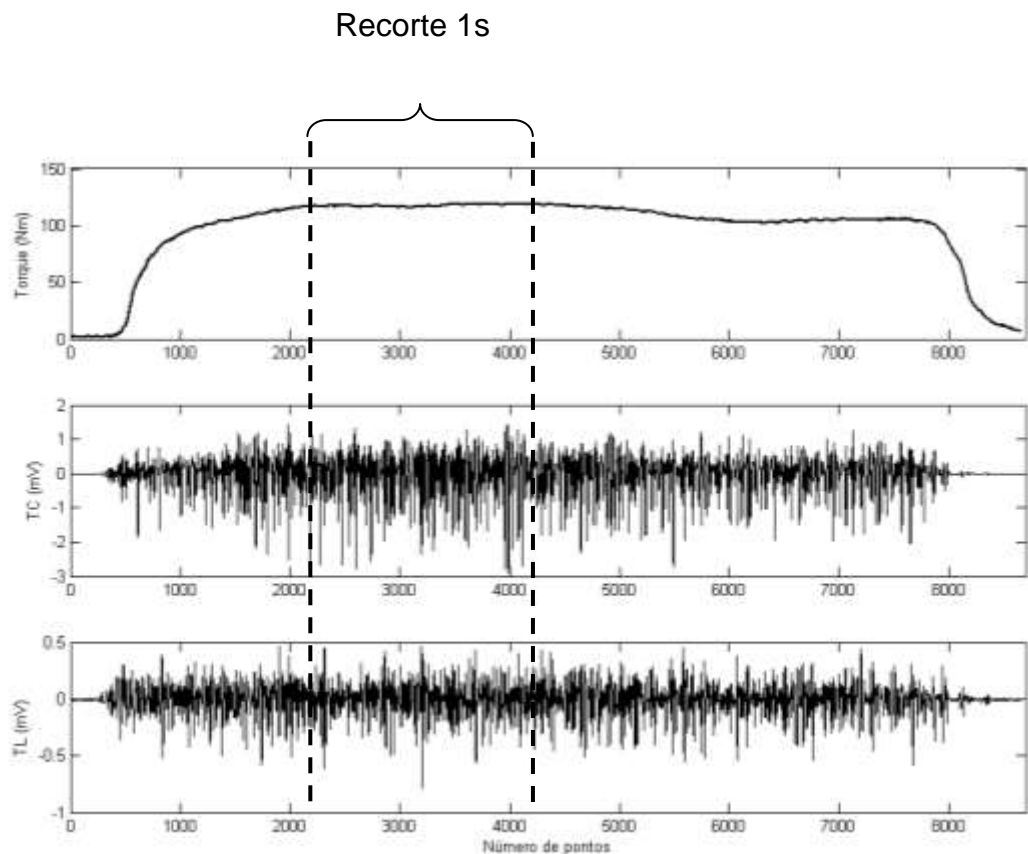


Figura 4. Sinais do torque extensor isométrico e dos sinais EMG e ilustrando o recorte obtido do sinal a partir do platô de força

5.4. ANÁLISE ESTATÍSTICA

Estatística descritiva padrão, TESTE T para comparações de medidas de goniometria de extensão do joelho; perimetria de coxa entre os grupos e para as comparações entre o primeiro e o último TVMs dos protocolos isométrico e isocinético.

Análise de variância (ANOVA) para medidas repetidas com os fatores GRUPOS [15-30; 31-45; 46-60; 61-75] e CONDIÇÕES [ÂNGULO, VELOCIDADE] foram utilizados. As medidas de torque voluntário máximo (TVM), e Valores RMS do sinal eletromiográfico dos músculos VL, RF e VM foram usados como variáveis

dependentes. Correções de Bonferroni foram usados para ajustar o nível de significância para as comparações múltiplas. Testes post-hoc de Tukey foram usados para a comparação entre os GRUPOS e entre as CONDIÇÕES. O nível de significância de $p=.05$ foi estabelecido para todas as análises. Os testes estatísticos foram realizados no programa SPSS (Statistical Package for the Social Sciences) versão 10.0.

6- RESULTADOS

6.1. DADOS ANTROPOMÉTRICOS E DE NÍVEL ATIVIDADE FÍSICA

Os grupos não diferiram em relação às medidas antropométricas. Não foram identificadas diferenças para as medidas de perimetria e goniometria (Tabela 1; $p>0.05$). Quanto à categorização do índice de atividade física, os grupos 15-30, 31-45 e 46-60 apresentaram escores médios próximos ao escore máximo (igual a 3) do Questionário Internacional de Atividade Física (IPAQ). O grupo de maior idade apresentou um nível inferior comparado aos demais e enquadrou-se no nível intermediário determinado como critério de inclusão nesse estudo.

Tabela 1: Valores médios e respectivos desvios padrão da idade, medidas antropométricas e nível de atividade física dos grupos investigados (IMC = índice de massa corporal; IPAQ = escore de atividade física).

Grupos	15-30	31-45	46-60	61-75
Média de Idade (anos)	22,9 ± 4,12	37,9 ± 3,47	54 ± 4,05	68,6 ± 4,88
Massa corporal (Kg)	75,8 ± 11,65	82 ± 11,95	83,6 ± 13,92	78,6 ± 14,05
Estatutura (m)	1,78 ± 0,08	1,76 ± 0,07	1,75 ± 0,06	1,71 ± 14,13
IMC	23,88 ± 2,14	26,42 ± 3,10	27,20 ± 3,80	26,64 ± 14,05
Perimetria da coxa (Cm)	53,43 ± 4,83	54,48 ± 3,05	54,1 ± 4,54	50,15 ± 11,03
Goniometria ext. joelho (em graus)	7,05 ± 3,77	6,8 ± 2,39	5,35 ± 1,7	6,6 ± 6,78
Goniometria flex. Joelho (em graus)	134,5 ± 4,83	133 ± 4,83	119,54 ± 4,83	129,7 ± 4,83
IPAQ	2,7 ± 0,48	2,8 ± 0,42	2,6 ± 0,51	2,0 ± 0,0

Tabela 2. Comparação dos valores de perimetria da coxa e goniometria de extensão do joelho entre os grupos.

GRUPOS (idades)	Teste T (perimetria)	Teste T (goniometria)
15-30/31-45	0,493	0,870
15-30/46-60	0,712	0,161
15-30/60-75	0,178	0,762
31-45/46-60	0,861	0,164
31-45/61-75	0,061	0,719
46-60/61-75	0,073	0,090

6.2. DADOS DA RELAÇÃO TORQUE-ÂNGULO

Numa comparação intra-sujeito dos valores de torque isométrico, não foram encontradas diferenças significativas entre os valores do primeiro TVM e do último TVM nos participantes avaliados ($p=0,380$), de modo que não houve interferência da fadiga nos resultados, e todos os testes foram mantidos no estudo. Estes valores são demonstrados na Tabela 1 do ANEXO 4.

Analizando as médias e desvios padrão na Tabela 2 do ANEXO 4. e observando-se a Figura 5, para uma comparação intra-grupo, a maioria das médias dos valores de TVMs absolutos são diferentes entre todos os ângulos nos quais foram realizados ($p<0,05$).

Os resultados da comparação entre os grupos de idade investigados mostrou que o grupo de maior idade (61-75) apresentou diferenças nos valores de TVM. Houve um decréscimo do torque absoluto isométrico produzido no grupo de maior idade (61-75 anos) em todos os ângulos, em relação ao grupo 30-45 anos, e também nos ângulos de 60°, 75°, 90° e 105° em relação ao grupo 15-30 anos; porém não apresentando significância estatística na comparação com o grupo 46-60 anos.

Os grupos 15-30 anos, 31-45 anos e 46-60 anos não apresentaram diferença significativa entre si em nenhum ângulo. Salienta-se que o grupo 46-60 anos não apresentou diferença significativa em nenhum ângulo, quando comparado aos grupos mais jovens e ao de maior idade ($p=0,559$; $p=0,641$ e $p=0,198$, respectivamente), ficando intermediário entre estes.

Observando-se a semelhança dos valores de TVM entre 60° até 90°, ocorrida nos quatro grupos, deduz-se que houve um comportamento semelhante na curva Torque-Ângulo, quanto à existência de um platô de força nestes ângulos. A diferença, entre os ângulos de 15°, 30° e 45° e o ângulo de 60°, denota que houve para todos os grupos, uma fase ascendente de produção de força. A diferença, entre os ângulos de 90° e 105° demonstra uma fase descendente de produção de força.

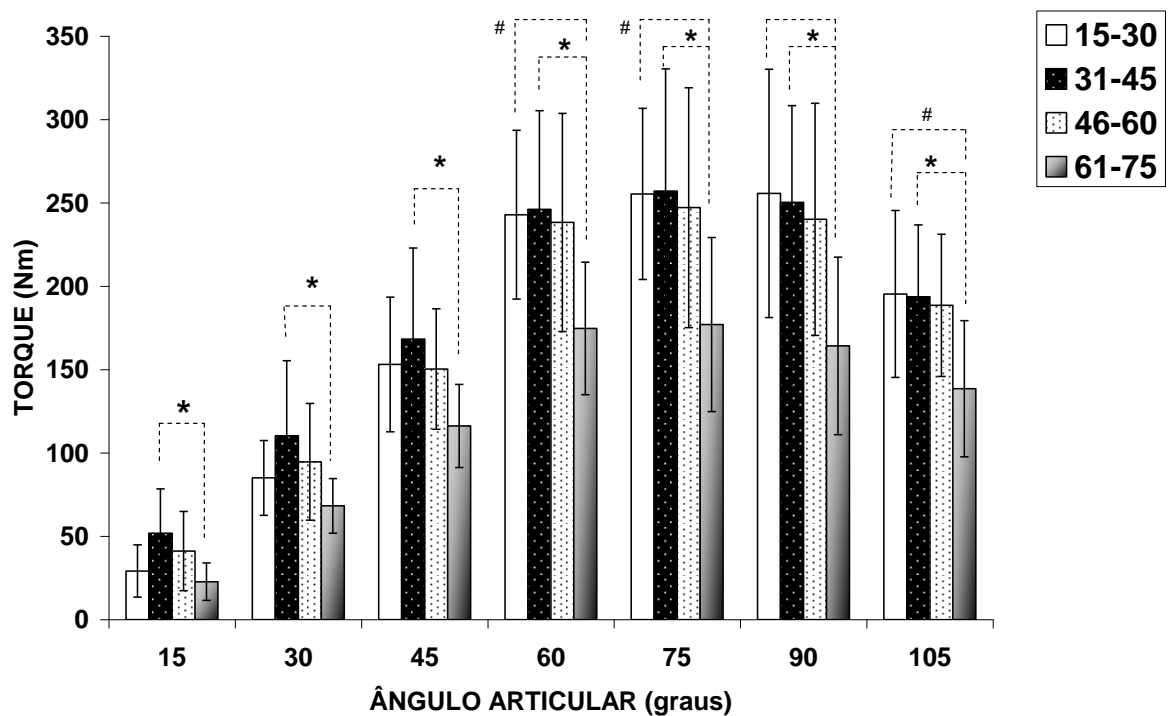


Figura 5: Relação torque-ângulo dos valores absolutos de torque isométrico máximo, (médias e desvio padrão). # destaca diferença significativa estatisticamente entre grupos 15-30 e 61-75 anos e * entre 31-45 e 61-75 anos.

As diferenças encontradas entre o grupo 61-75 anos em relação aos grupos 15-30 anos e 30-45 anos, ($p < 0,05$), são visualizadas com os percentuais das suas médias de torques absolutos realizados em relação a esses grupos, demonstrados na Figura 6 e os valores descritos na Tabela 3.

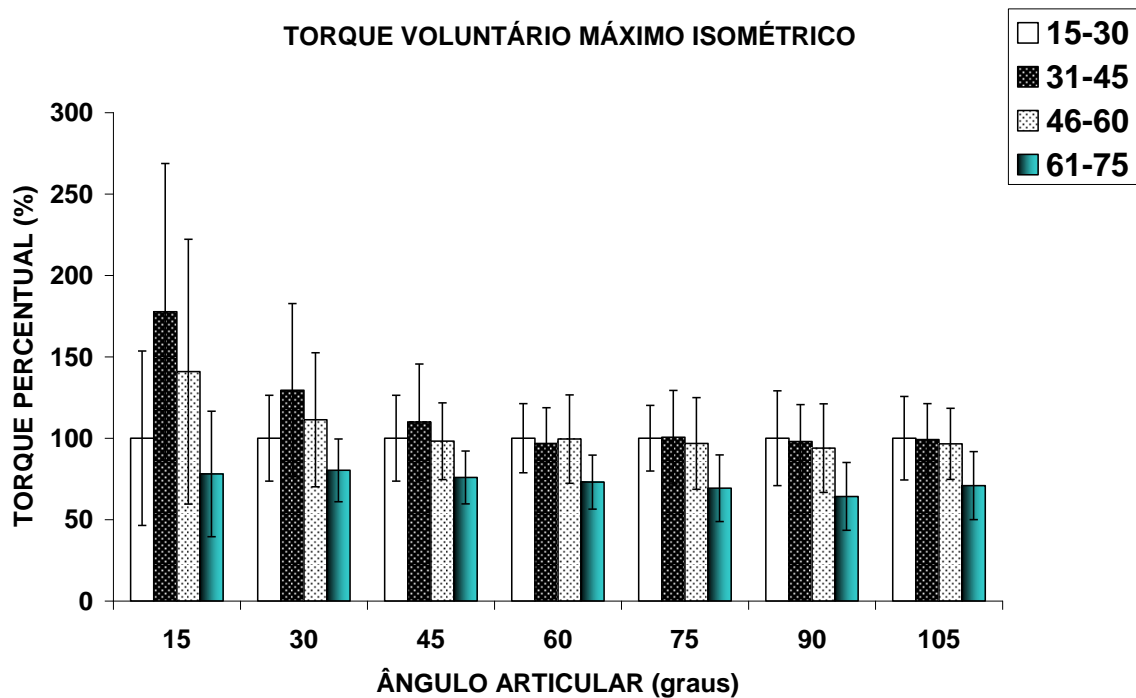


Figura 6: Torque isométrico percentual (%).

Em relação aos dados normalizados (Tabela 3- ANEXO 4), o comportamento dos grupos avaliados foi semelhante em relação às médias absolutas, porém nenhuma diferença foi apontada pela ANOVA, motivo pelo qual optou-se por apresentar os resultados somente na forma de gráfico.

A Figura 7 representa a relação Torque-Ângulo normalizada pelo torque isométrico máximo em 60°, na qual pode-se observar um comportamento ascendente, na produção de força entre os ângulos iniciais até o ângulo de 60° para todos os grupos; um platô de força entre os ângulos de 60° a 90° e um comportamento descendente entre os ângulos de 90° e 105°, sendo este último aparentemente mais suave, no grupo 61-75 anos, uma vez que as suas médias nos ângulos 75°, 90° e 105° são inferiores às realizadas nos outros três grupos nesses mesmos ângulos.

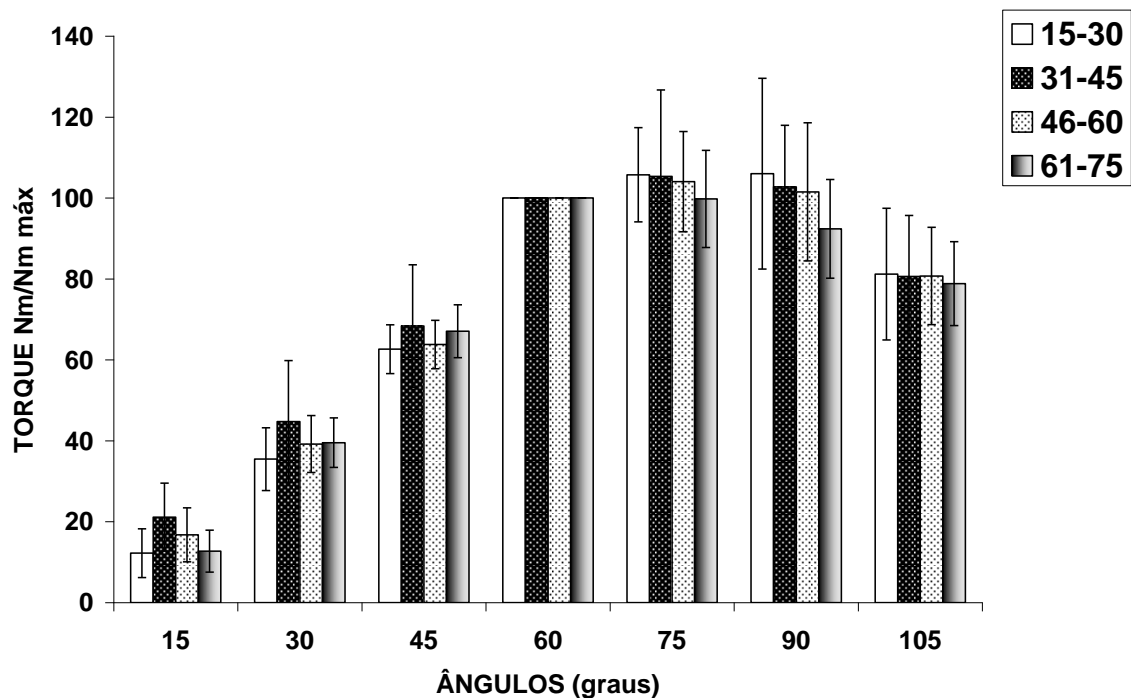


Figura 7: Relação torque-ângulo dos valores normalizados pelo torque isométrico máximo no ângulo de 60° (médias e desvio padrão).

6.3 DADOS DA RELAÇÃO TORQUE-VELOCIDADE

Na comparação intra-sujeito dos valores de torque, não foram encontradas diferenças significativas entre os valores do primeiro TVM e do último TVM nos quatro grupos avaliados ($p=0,541$), de modo que não houve interferência da fadiga nos resultados, e todos os testes foram mantidos no estudo. Estes valores são demonstrados na Tabela 1 do ANEXO 5.

Na comparação intra-grupo, os valores de torque máximo isocinético absoluto são diferentes entre todas as velocidades nos quais foram realizados ($p<0,05$), cujos dados encontram-se na Tabela 2 do ANEXO 5. Em todos os grupos, de forma semelhante, houve diminuição do torque nas contrações isocinéticas, na medida em que a velocidade era aumentada, o que pode ser visualizado na Figura 8.

Os resultados da comparação entre os grupos de idade investigados mostrou que o grupo de maior idade (61-75) apresentou diferenças nos valores de TVM, menores do que os demais grupos etários. Os grupos 15-30 anos e 31-45 anos não apresentaram diferença significativa entre si em nenhuma velocidade. O grupo 46-60 anos foi diferente, em relação ao grupo 31-45 anos, apenas na maior velocidade -

360°/s ($p=0,032$) e, em relação ao grupo 61-75 anos, na velocidade de 60°/s ($p=0,015$). Estes valores encontram-se sumarizados na Tabela 2 do ANEXO 5.e visualizados na figura 8.

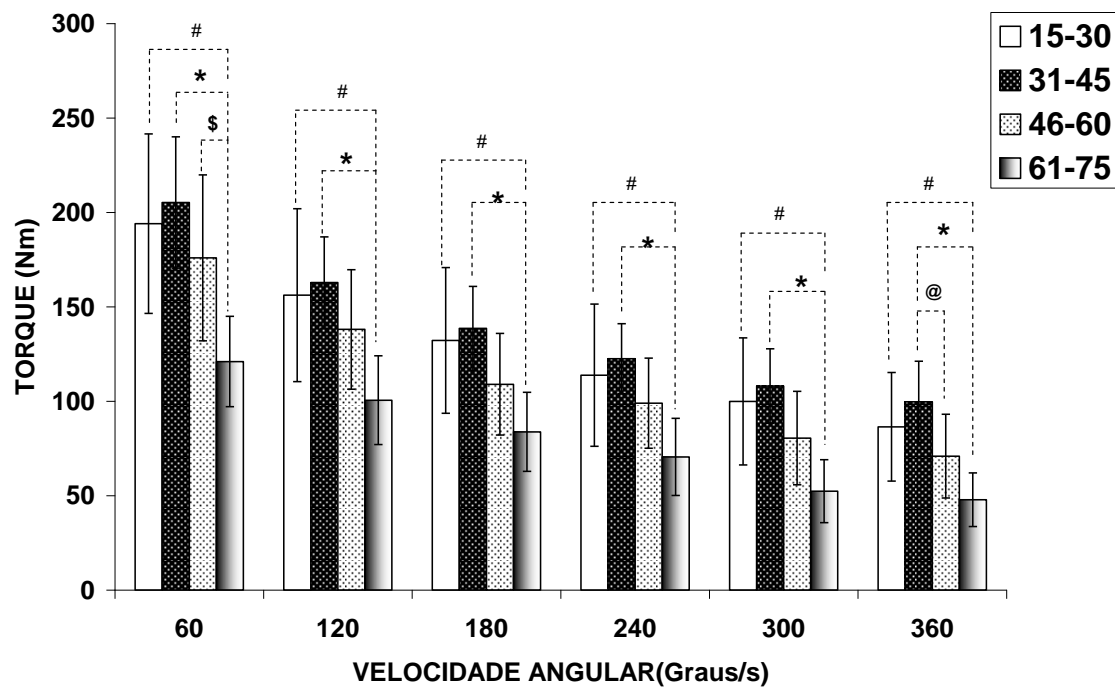


Figura 8: Relação torque-velocidade dos valores absolutos de torque isocinético máximo, (médias e desvio padrão). # destaca diferença significativa estatisticamente entre grupos 15-30 e 61-75 anos ; * entre 31-45 e 61-75 anos.; \$ entre 46-60 e 61-75 e @ entre 31-45 e 46-60.

Para uma melhor observação das discrepâncias encontradas entre o grupo 61-75 anos em relação aos grupos 15-30 anos e 30-45 anos, nas velocidades onde houve diferença significativa ($p<0,05$), foi calculada a redução percentual das suas médias de torques absolutos realizados, os quais são demonstrados na Figura 9 e os valores na Tabela 5

Salienta-se que, nas velocidades maiores, 300°/s. e 360°/s., o torque isocinético máximo obtido pelo grupo 61-75 foi praticamente à metade dos obtidos nos grupos mais jovens, como pode-se visualizar na figura 9. Valores na tabela 4.

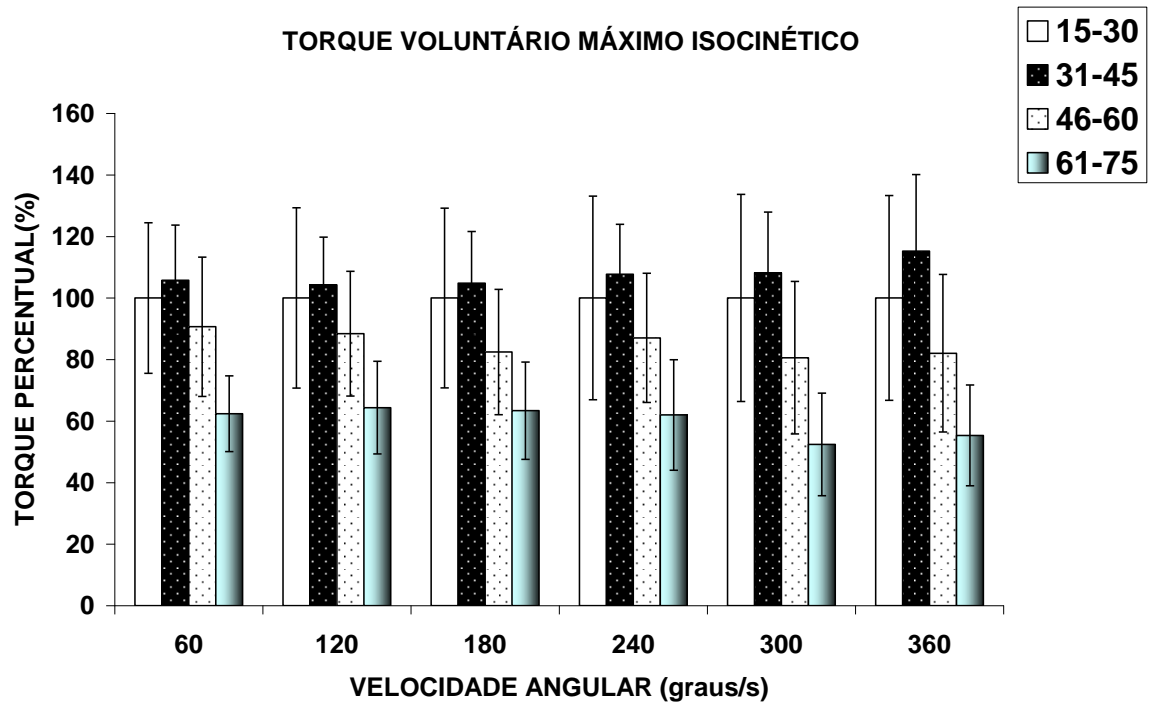


Figura 9: Torque isocinético percentual (%)

Em relação aos dados normalizados (médias de torque isocinético máximo normalizadas pelo valor obtido na velocidade de 60°/s-), o comportamento dos grupos avaliados foi semelhante em relação aos dados absolutos, e nenhuma diferença foi apontada pela ANOVA, motivo pelo qual optou-se por apresentar os resultados somente na forma de gráficos.

A Figura 10 representa a relação Torque-Velocidade normalizada, na qual pode-se observar um comportamento descendente semelhante entre todos os grupos na produção de torque, na medida em que eram realizados TVMs em velocidades angulares maiores.

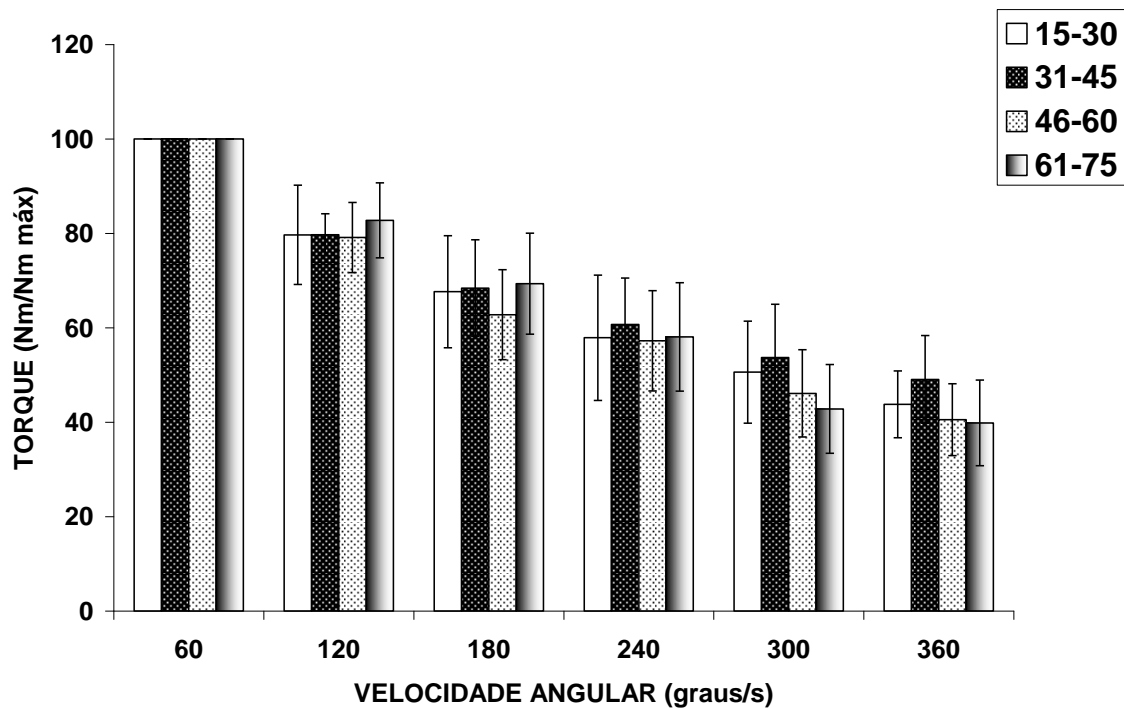


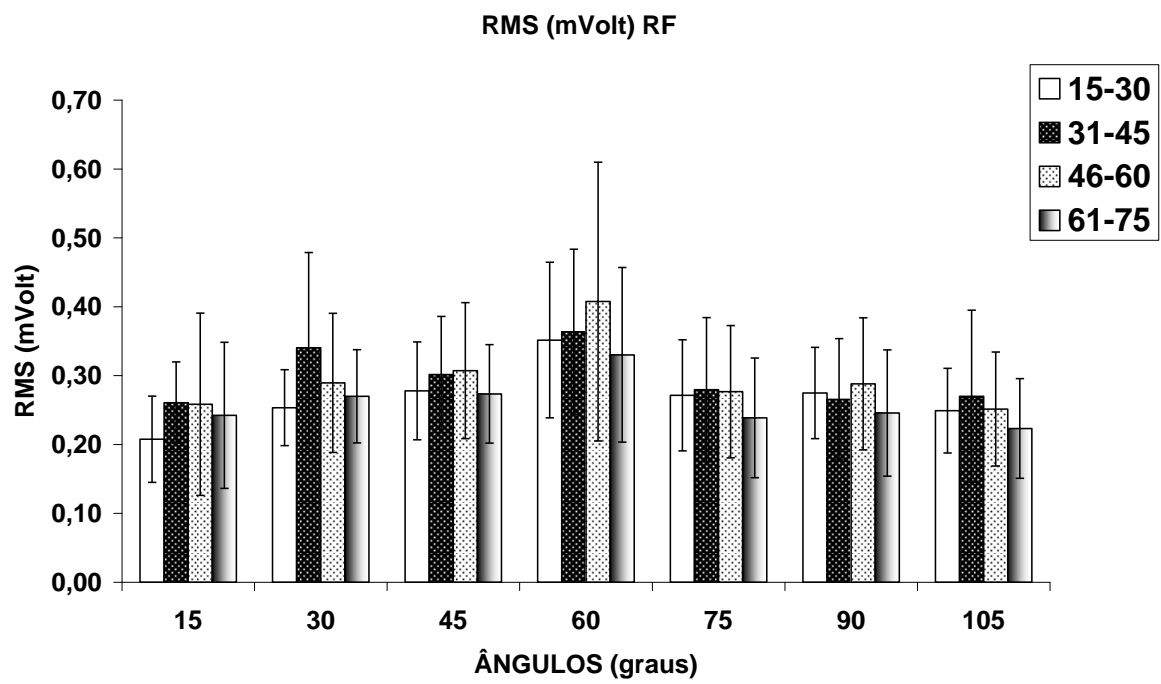
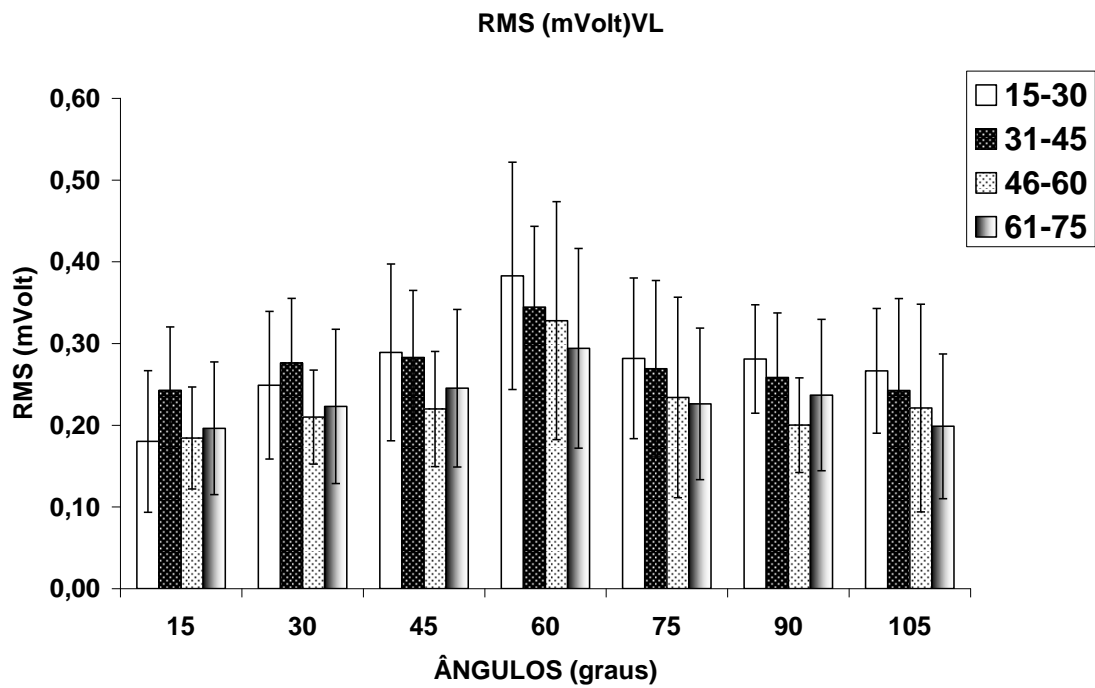
Figura 10: Relação Torque-Velocidade dos valores normalizados das contrações isocinéticas nas velocidades de 60º/s; 120º/s; 180º/s; 240º/s; 300º/s e 360º/s (média±DP).

Numa análise intra-grupo, as médias de torque isocinético normalizadas foram diferentes entre si ($p < 0,05$), não havendo diferenças entre os torques realizados nas velocidades de 300º/s e 360º/s, no grupo 31-45 anos; assim como nas velocidades de 180º/s e 240º/s; 240º/s e 300º/s no grupo 46-60 anos e 300º/s e 360º/s no grupo 61-75 anos (Tabela 3- ANEXO 5).

6.4 RESULTADOS DA EMG

6.4.1. DADOS ELETROMIOGRÁFICOS DOS TVMs ISOMÉTRICOS

O comportamento do valor RMS para as três porções do músculo quadríceps dos grupos avaliados foi semelhante quanto às médias absolutas, nenhuma diferença foi apontada pela ANOVA, motivo pelo qual optou-se por apresentar os resultados somente na forma de gráfico (Figura 11).



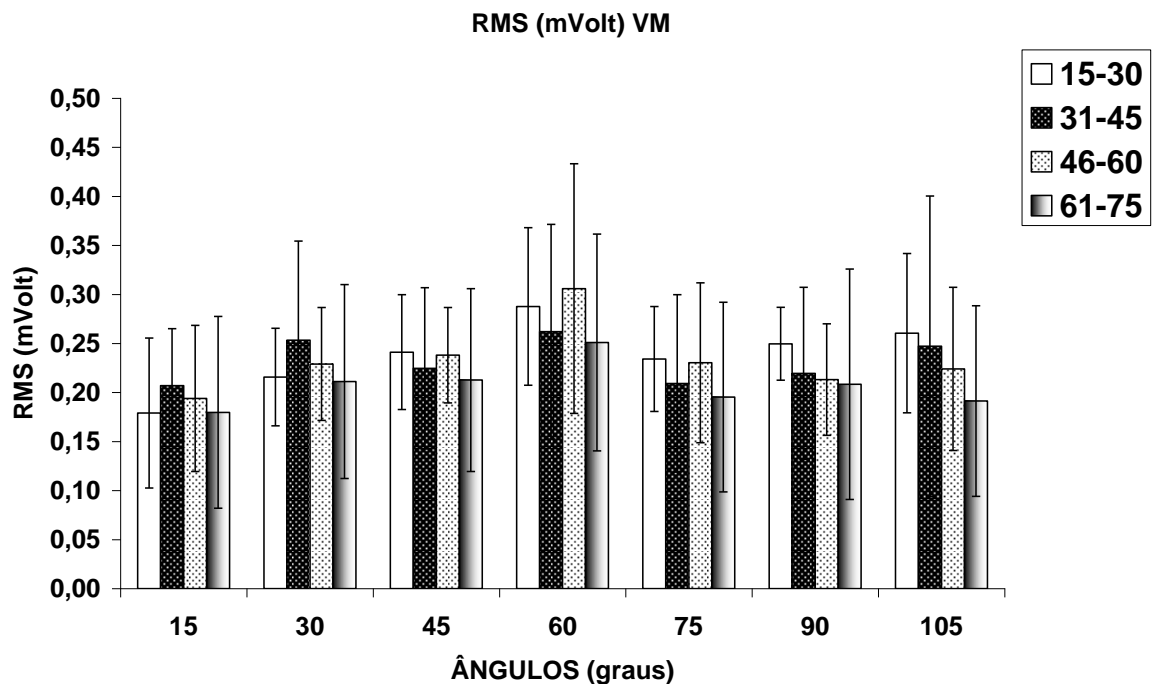


Figura 11 Valores RMS dos músculos VL; RF e VM (Médias e DP = 10 por grupo).

Na análise intra-grupos, o comportamento do valor RMS para as três porções do músculo quadríceps apresentou diferenças significativas realizadas no ângulo de 60°, no qual obteve-se os maiores valores, os quais são demonstrados na Tabela 5. Optou-se por apresentar no ANEXO 6 (Tabelas 1, 2 e 3) contendo os demais resultados.

Verificou-se um aumento da ativação dos músculos VL, RF e VM nos TVMs realizados a partir do ângulo de 15° até 60°, e deste último, um decréscimo até 105° para todos os grupos.

Tabela 5. RMS nos TVMs em 60° para os músculos V L, RF e VM.

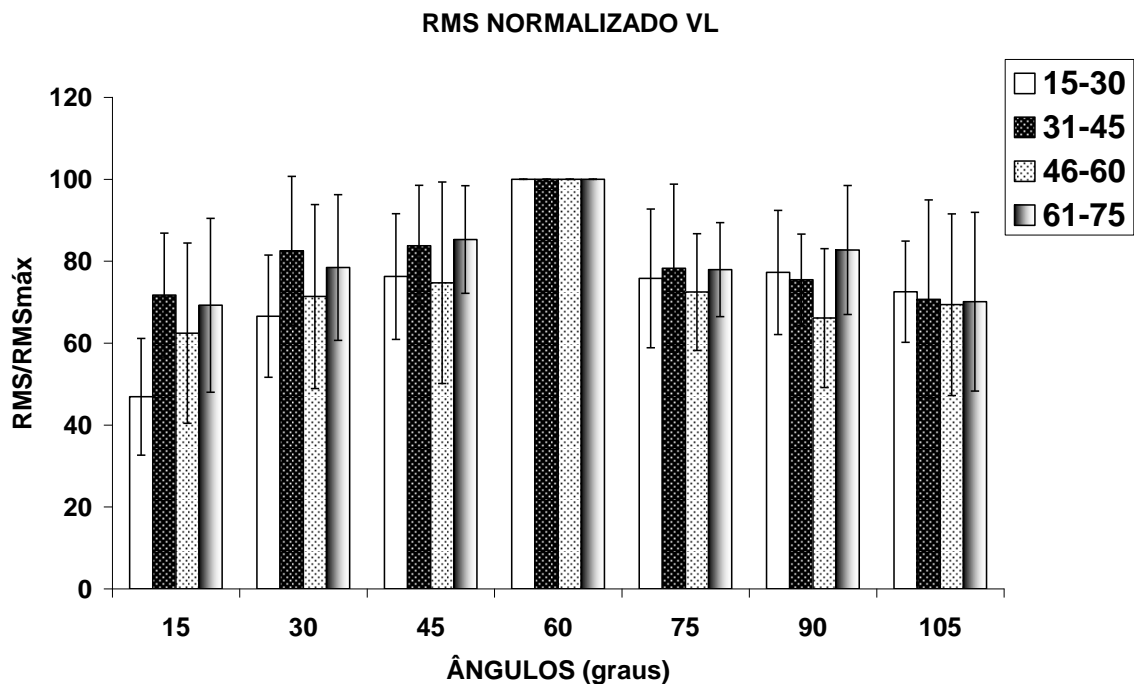
RMS (mVolt)			
GRUPO(idades)	VL	RF	V M
15-30 anos	0,38	0,35	0,29
31-45 anos	0,34	0,36	0,36
46-60 anos	0,33	0,41	0,31
61-75 anos	0,29	0,33	0,25

O comportamento do valor RMS normalizado para as três porções do músculo quadríceps dos grupos avaliados foi semelhante, nenhuma diferença foi apontada pela ANOVA, motivo pelo qual optou-se por apresentar os resultados somente na forma de gráfico (Figura 12).

Na análise intra-grupos do comportamento do valor RMS normalizado para as três porções do músculo Quadríceps (visualizadas na figura 11), todos grupos apresentaram diferenças significativas dos TVMs realizados no ângulo de 60° ($p < 0,05$), comparadas às demais em todos os músculos, em quase todos os outros ângulos. Optou-se em apresentar estes valores na Tabelas 1, 2 e 3 do ANEXO 7.

Ressalta-se a diferença crescente significativa ($p < 0,05$) encontrada em quase todos os valores RMS normalizados dos TVMs do músculo Quadríceps, realizadas entre os ângulos de 15° até 60°, denotando uma ascendência na ativação dos músculos, na medida em que o TVM era executado dos ângulos menores até 60°.

De forma contrária, entre 60° até 105°, quase todos valores RMS normalizados dos TVMs do músculo Quadríceps apresentaram diferença decrescente significativa ($p < 0,05$) para todos os grupos, entretanto este decréscimo não ocorreu de forma uniforme para todos os músculos, nos quatro grupos, apesar de evidenciar um comportamento descendente na ativação muscular, na medida em que os TVMs, em ângulos maiores que 60° eram executadas.



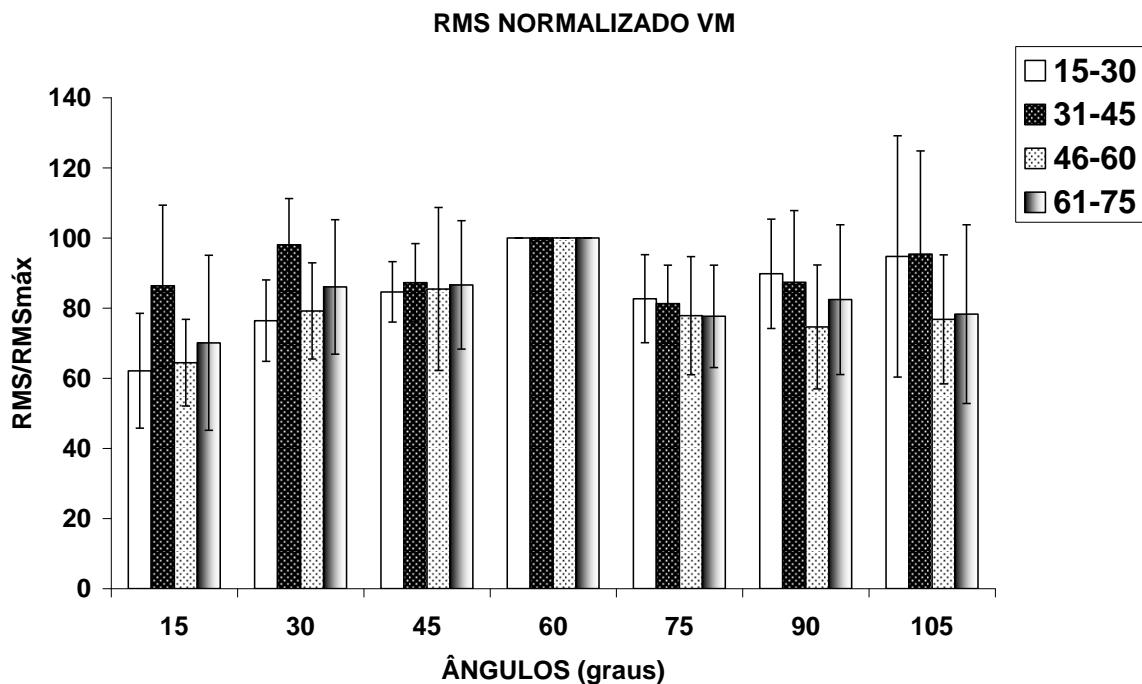
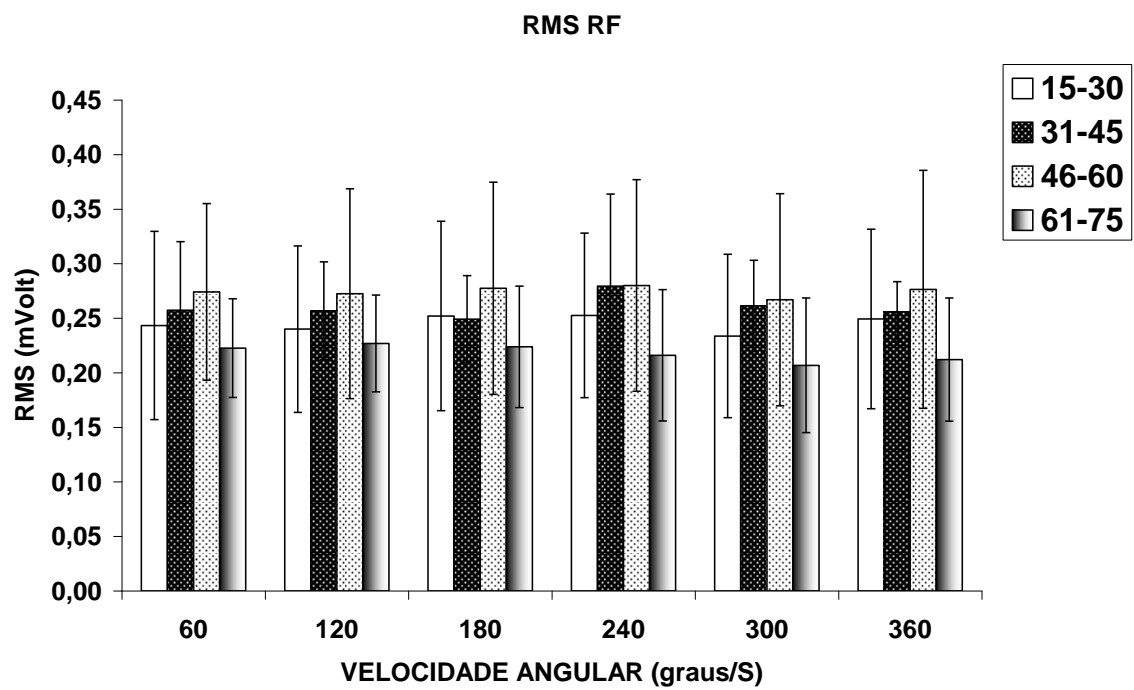
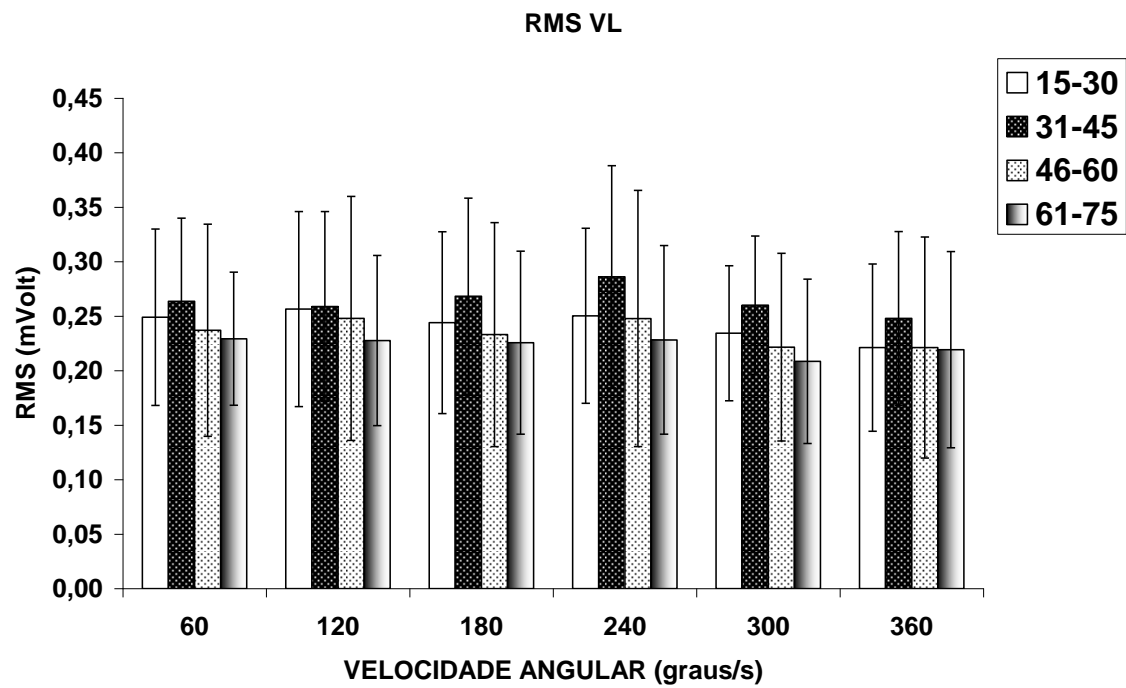


Figura 12: valores de RMS normalizado dos músculos VL, RF e VM (Médias e DP=10 por grupo).

6.4.2. DADOS ELETROMIOGRÁFICOS DOS TVMs ISOCINÉTICOS

O comportamento dos valores RMS absolutos e normalizados para as três porções do músculo quadríceps dos grupos avaliados foi semelhante, nenhuma diferença foi apontada pela ANOVA, motivo pelo qual optou-se por apresentar os resultados somente na forma de gráfico (figura 13-valores absolutos e figura 14-valores normalizados) Os valores das médias e desvios padrão encontram-se nas Tabelas 1, 2 e 3 no ANEXO 8 e Tabelas 1, 2 e 3 no ANEXO 9

Na análise intra-grupos, o comportamento dos valores RMS absolutos e normalizados para as três porções do músculo quadríceps não apresentou diferenças significativas nos valores RMS nos TVMs realizadas em nenhuma velocidade angular.



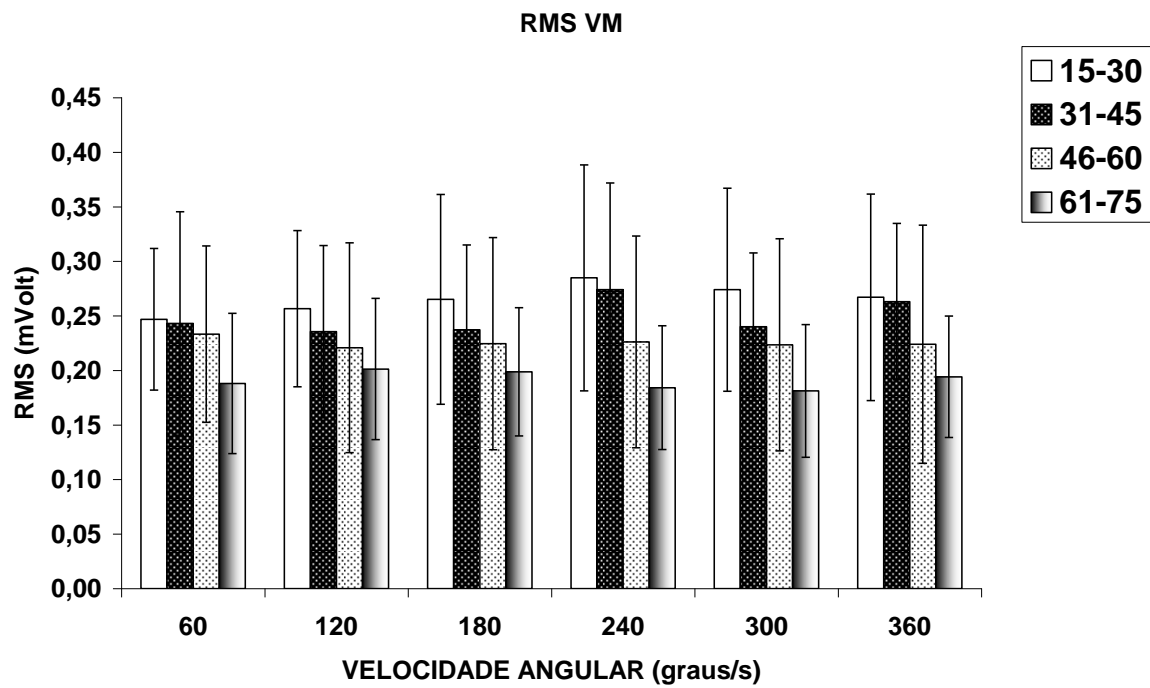
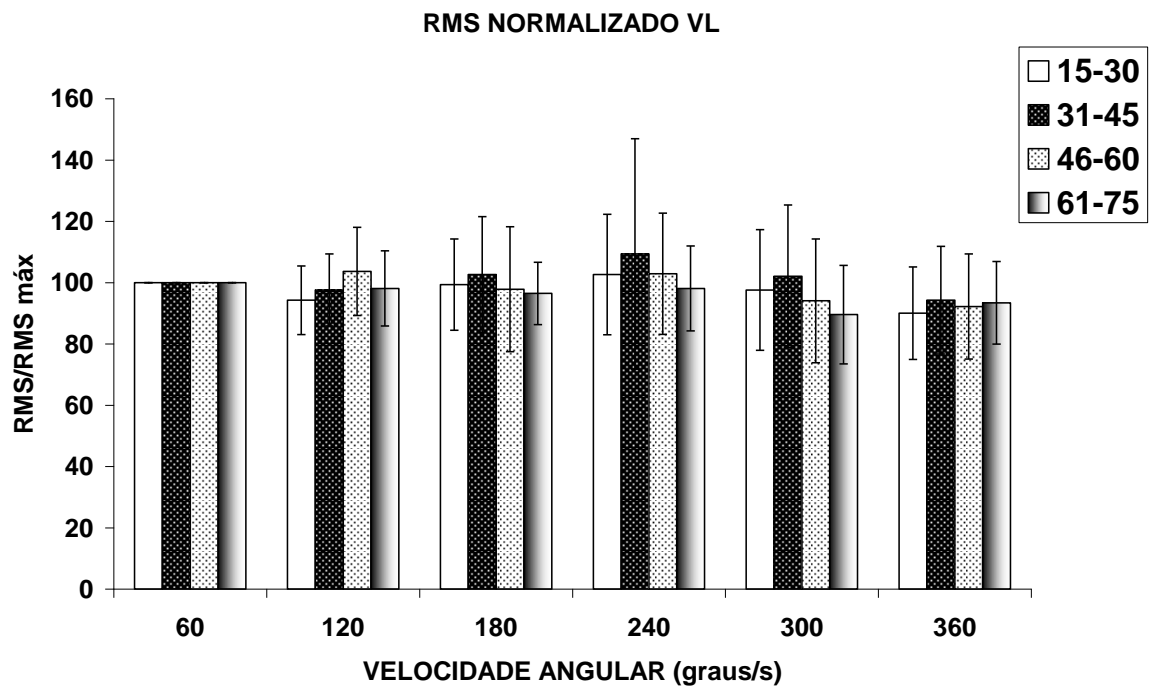


Figura 13: Valores RMS (mV) dos músculos VL, RF e VM (Média e DP.- 10 por grupo.).



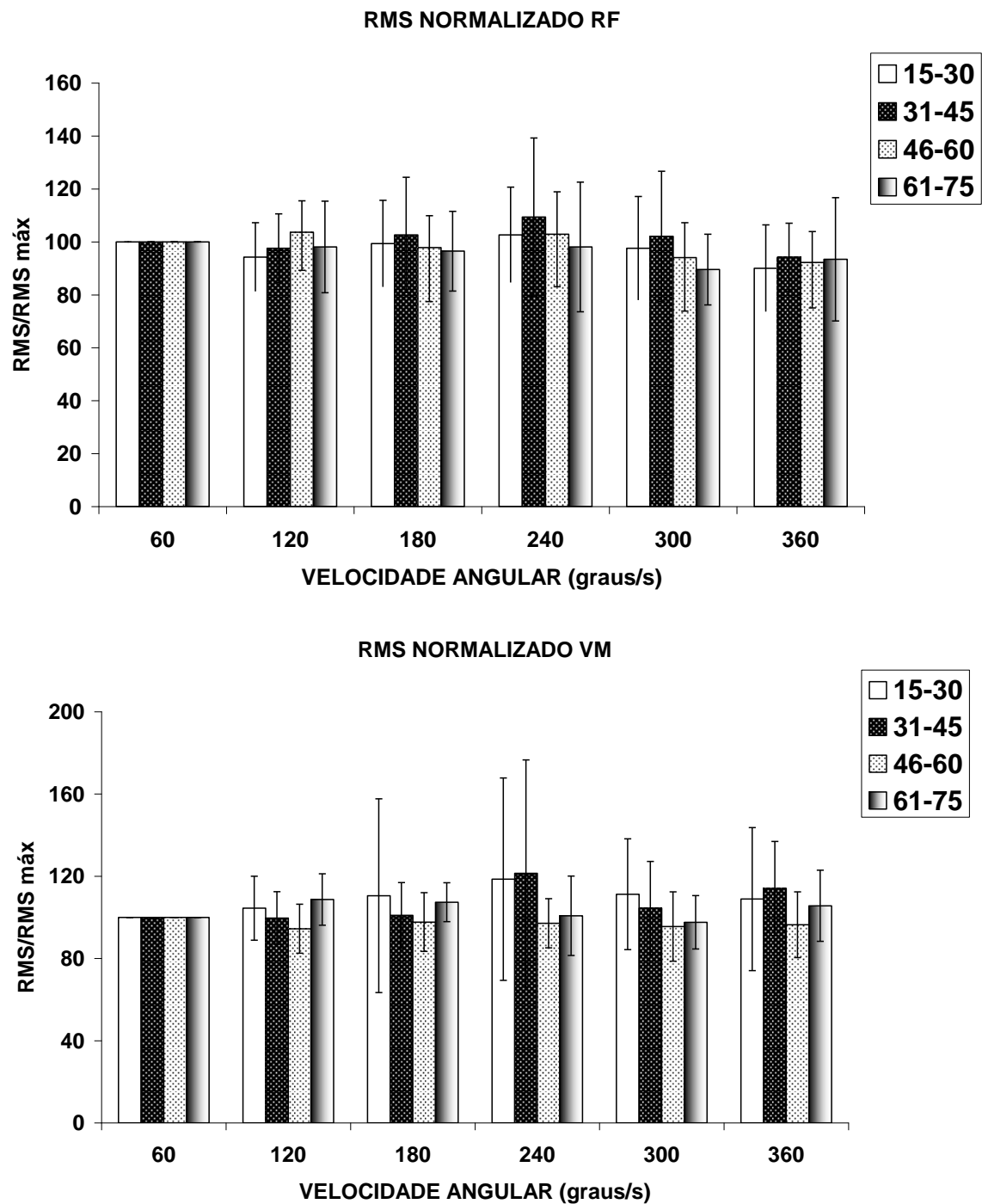


Figura 14: Valores RMS normalizados dos músculos VL, RF e VM (Média+DP= 10 por grupo).

7. DISCUSSÃO

O objetivo desse estudo foi o de identificar as mudanças relacionadas à idade das propriedades mecânicas e eletromiográficas dos músculos extensores do joelho em produção de torque máximo de indivíduos adultos saudáveis.

Os resultados em geral mostraram que a idade e os fatores ângulo e velocidade angular são determinantes para a capacidade de produção de TVM em contrações musculares isométricas e isocinéticas concêntricas.

A literatura apresenta razões diversificadas para explicar as alterações nas propriedades mecânicas e elétricas dos músculos, decorrentes do processo do envelhecimento, assim como são várias as abordagens dos estudos na busca de esclarecimentos da questão.

Conforme salientamos anteriormente, muitos trabalhos divergem quanto às metodologias e magnitudes dos valores mensurados. Alguns comparam apenas duas faixas etárias (jovens e idosos), não estratificando as idades de forma mais específica, razão pela qual os valores de torque isométrico, isocinético e os sinais eletromiográficos dos mesmos ângulos, velocidades angulares e músculos avaliados, respectivamente, nesse estudo, apresentam na literatura uma variação muito ampla, assim como muitas e diferentes são as justificativas para resultados semelhantes para explicar os efeitos do envelhecimento sobre as propriedades mecânicas e elétricas do músculo esquelético.

Os achados do presente estudo confirmam a hipótese de diminuição do torque voluntário máximo isométrico nos indivíduos idosos em relação aos jovens. O grupo 61-75 anos diferiu dos torques obtidos em todos os ângulos (15° , $p=0,014$; 30° , $p=0,028$, 45° , $p=0,032$, 60° , $p=0,031$, 75° , $p=0,036$; 90° , $p=0,025$ e 105° , $p=0,040$) em relação ao grupo 31-45 anos ($p=0,014$;) assim como nos ângulos de 60° ; ($p=0,049$); 75° , ($p=0,041$); 90° ($p=0,015$) e 105° , ($p=0,033$) em relação ao grupo 15-30 anos.

Existem evidências de que homens e mulheres têm reduzida a sua capacidade de geração de força em percentuais variados. Nossos resultados evidenciaram uma redução percentual de 26,98 %; 30,7%; 35,78% e 29,1% do grupo mais velho (61-75 anos) em relação ao grupo mais jovem (15-30) para os

TVMs em 60°; 75°; 90° e 105°, respectivamente, a partir do cálculo sobre os valores de torque absoluto apresentados na tabela 2 (seção 6.1).

Kallman et al.,(1999) referiram uma redução de 37% a partir da quarta década de vida, contrastando com 26,45% (no ângulo de 60°) encontrado nesse estudo e Christopher et al.,(2005) relataram uma queda da força em uma taxa de 1-2% ao ano, a partir da quinta década, valores compatíveis com os encontrados (0,88% ao ano) nesse estudo, se dividirmos a diferença (26,45%) dos percentuais entre os grupos 31-45 e 61-75 anos pela diferença de anos entre eles.

Lauretani et al., (2003) demonstraram um decremento praticamente linear na capacidade de geração de força com o avanço das idades: em torno de 10% da terceira para a quarta década; valor que se confronta com os nossos resultados.

No entanto, para comparação entre as idades de 31-45 e 46-60 anos, tendo como referência o ângulo de 60°, esse estudo não demonstrou redução percentual, enquanto Lauretani et al., (2003) referiram 10% para comparação entre a quarta e quinta décadas; e 20% da quinta para a sexta década de vida, valor aproximado de 26,45% (grupo 46-60 para 61-75, nesse estudo).

A razão para estas discrepâncias provavelmente esteja calcada no alto escore de atividade física, dos nossos participantes avaliado pelo IPAQ.

Comparando nossos valores obtidos para torque isométrico máximo (TVM) com os demais valores dos estudos analisados, em idades aproximadas, encontramos pequenas discrepâncias, o que demonstra que os nossos valores são compatíveis com os encontrados na literatura.

Para os valores encontrados no grupo 15-30 anos e ângulo de 30° desse estudo, comparamos com Lauretani et al. (2003)-20-29 anos = 80 Nm e de Ruitter et al (2004)-19-40 anos = 182,7 Nm., superior 5 Nm e inferior 97 Nm, respectivamente aos nosso valor encontrado de 85 Nm.. Para o ângulo de 60°, comparamos com Babault et al. (2002)- 22 anos- ângulo de 55° = 327,4 Nm.e de Ruitter et al (2004) - 19-40 anos - ângulo de 60° = 315 Nm., superiores em 84,47 Nm e 72,07 Nm., respectivamente. ao nosso valor encontrado de 242,93 Nm. Para o ângulo de 75° , comparamos com Place et al. (2005)- 26,6 anos ,ângulo de 75° = 314Nm., inferior 58,6 Nm. aos nosso valor encontrado de 255,40 Nm. Para o ângulo de 90° - Rochette et al. (2003) - 26 anos - ângulo de 90° = 314 Nm; e Bojsen-Moller et al.

(2005) - 26anos = 221,2 Nm. superior 58,3 e inferior 34,5 Nm., respectivamente. aos nossos valores encontrados de 255,7Nm.

Para os valores encontrados no grupo 31-45 e ângulo de 30° desse estudo, comparamos com Lauretani et al. (2003)- 30-39 anos-ângulo de 30° = 77Nm., inferior em 33,14 Nm. ao nosso valor encontrado = 110,14 Nm. Para o ângulo de 75°, comparamos com Häkkinen et al. (2001) - 40 anos – ângulo de 70° = 180Nm. , inferior em 77,05 Nm. ao nosso valor encontrado de 257,05 Nm.

Para os valores encontrados no grupo 46-60 anos e ângulo de 30°, comparamos com - Lauretani et al. (2003) - 40-49 anos = 64Nm e 50-64 anos = 65 Nm., inferiores em 30,68 Nm.e 29,68 ao nosso valor encontrado de 94,68 Nm

Para os valores encontrados no grupo 61-75, no ângulo de 30°, comparamos com Lauretani et al. (2003)- 65-74anos = 52Nm., inferior em 16,27 Nm. ao nosso valor encontrado de 68,27 Nm. -Para o ângulo de 75°, comparamos com Häkkinen et al. (2001)- 70 anos - 70° =120 Nm., inferior em 57 Nm. = 177Nm.

Nossa assunção, embasada em Narici et al., (2003), foi que no processo do envelhecimento há uma redução da massa muscular (sarcopenia), com conseqüente diminuição na ASTA, ASTF, ângulo de penetração e comprimento do fascículo, acarretando uma redução da capacidade de produção de força. Narici et al., (2003) salientaram que a ASTA, comprimento do fascículo e ângulo de penetração do músculo Gastrocnêmio eram reduzidas significativamente nos idosos, e que a ASTF foi, no seu estudo, mais afetada pela redução do volume do músculo que pela redução do comprimento do fascículo e se, de fato ambos decrescem significativamente, a sarcopenia deve sugerir uma perda não só de sarcômeros em paralelo, mas também em série, o que provocaria a diminuição do torque voluntário máximo isométrico nos indivíduos idosos em relação aos jovens.

A sarcopenia tem sido referida como um dos fatores para a redução da força em idade avançada conforme atestam outros estudos, como o de Petrella et al., (2005) e Lauretani et al. (2003).

O estudo de Häkkinen et al., (2001), aplicando um programa de treinamento de potência e resistência muscular em sujeitos de idades diferentes, não encontrou diferenças significativas no trofismo muscular, salientando os efeitos da adaptação neural no aumento da força.

Lesmes et al., (1978) já haviam demonstrado, em estudo sobre treinamento de força que os resultados remetiam aos fatores neurais, uma vez que não encontraram aumento significativo no volume muscular e Moritani et al.,(1979) relacionaram o percentual de 80% de aumento da capacidade de gerar força nas duas primeiras semanas de treinamento à maior ativação das unidades motoras e maior sincronicidade de disparo destas, enquanto que os fatores tróficos somente após quatro semanas.

Em trabalho semelhante, com programa de fortalecimento de idosos, Reeves et al., 2004. relataram acréscimos dos valores RMS do quadríceps em torno de 19%, porém sem aumento significativo da ASTF.

Reeves et al., (2003). salientaram que o comprimento e ângulo de penetração dos fascículos musculares são reduzidos na idade avançada, adaptações que afetam a transmissão de força do fascículo ao tendão e a amplitude de movimento ativa, fatores que não são contemplados com apenas medidas de ASTA.

As medidas de arquitetura muscular não foram realizadas nesse estudo, logo as inferências possíveis de fazer se restringem às médias dos valores de perimetria da coxa e goniometria do joelho entre os grupos avaliados, e conforme demonstrado na tabela 1(seção 6.1), não apresentaram diferenças entre si.

A literatura apresenta ainda o aumento, nos idosos, da co-ativação da musculatura antagonista durante os TVMs isométricas dos extensores do joelho como um fator adicional para justificar os menores valores de torque encontrados nestes indivíduos (Häkkinen et al. 2001; Macaluso et al., 2002; Reeves et al., 2003; Narici et al., 2003; Reeves et., al. 2004 e Christopher et al., 2005). A co-ativação do músculo Bíceps Femoral não foi avaliada nesse estudo.

Outros fatores são levantados pela literatura para explicar a diminuição da força com o avançar da idade, tal como encontrado no estudo de T-V Lanza et al.(2003), que atribuem à diminuição da demanda funcional nos idosos, o que acarretaria, para os extensores do joelho, uma menor capacidade oxidativa ou menor resistência à fadiga. Os sujeitos avaliados nesse estudo, conforme já salientado, eram todos ativos, de forma que, provavelmente esta justificativa não se aplicaria para explicar as diferenças encontradas.

Lauretani et al., (2003), em estudo com 1176 participantes, de ambos gêneros e idades, avaliando o torque isométrico da musculatura extensora do joelho justificaram a menor produção de força isométrica dos idosos devido às mudanças que ocorrem na quantidade e tipo de proteínas do músculo esquelético causadas por múltiplos mecanismos desencadeados com o avançar da idade, as quais denominaram de sarcopenia idade-associada.

Nossa segunda hipótese para este estudo era de que, com o avançar da idade haveria uma redução do número de sarcômeros em série devido à diminuição do comprimento das fibras musculares, e que esta redução alteraria a relação força-comprimento desse músculo (Morgan, 1990; Herzog et al.,1991; Vaz et al., 2002). Portanto esperava-se um deslocamento da curva da relação T-A normalizada em direção a menores comprimentos musculares, nos indivíduos idosos em relação aos indivíduos jovens, o que não se confirmou, houve apenas um suave declínio a partir do ângulo de 60° até 105°.

Uma justificativa para tal comportamento provavelmente encontra-se no fato de todos os participantes serem ativos, mesmo os mais idosos, que foram categorizados como moderadamente ativos pelo escore do IPAQ..

Os extensores do joelho são normalmente solicitados em demandas funcionais intensamente, o que manteria sua força, nível de ativação, e capacidade oxidativa, e indivíduos idosos, comumente menos ativos, não têm o mesmo nível de atividades funcionais que os jovens, apresentando alterações morfológicas relativas ao desuso (Lanza et al.,2003),. Em função da categorização obtida no IPAQ para os sujeitos desse estudo, todos ativos, não pode-se fazer tal relação.

Bojsen-Moller et al.,(2005) salientam que a força contrátil é transmitida ao esqueleto através de estruturas de tecido conectivo, tais como os tendões e aponeuroses, os quais possuem propriedades mecânicas que exercem papel importante na performance da contração muscular. É fisiológica a decrepitude destes tecidos, principalmente quando associada aos efeitos deletérios da diminuição da demanda funcional, comum entre os idosos. Se essas alterações realmente interferem na capacidade de produção de torque, seria de se esperar uma maior produção de força em menores comprimentos musculares, conforme a hipótese em questão. Assim sendo, o fato dos indivíduos mais idosos desse estudo

equipararem-se aos mais jovens quanto à ADM extensora do joelho pode explicar a nulidade da hipótese 2.

A terceira hipótese para esse estudo era de que, assumindo-se que indivíduos idosos poderiam apresentar encurtamento dos músculos da coxa, evidenciado pela diminuição da ADM do joelho, a excursão muscular poderia estar diminuída, e em conformidade com Koh e Herzog (1998), esperava-se encontrar um deslocamento da curva de torque-velocidade no sentido de menores comprimentos (desvio para a esquerda da curva relação T-V), o que também não se evidenciou, há diminuição do torque absoluto nos sujeitos mais idosos, mas o comportamento da curva normalizada não apresenta diferenças significativas.

. Os resultados do Teste -T para amostras pareadas não evidenciou nenhuma diferença na comparação das médias de goniometria entre os grupos, de maneira que ninguém apresentou encurtamento muscular, provavelmente pelas mesmas razões já citadas anteriormente.

Os resultados da comparação entre os grupos de idade investigados mostrou que o grupo de maior idade (61-75) apresentou diferença dos valores de TVM, ou seja, menores do que os demais grupos etários. Os grupos 15-30 anos e 31-45 anos não apresentaram diferença entre si em nenhuma velocidade, o grupo 46-60 anos foi diferente, em relação ao grupo 31-45 anos, apenas na maior velocidade 360°/s ($p=0,032$) e, em relação ao grupo 61-75 anos, na velocidade de 60°/s ($p=0,015$).

Thorstensson et al.(1976), investigaram o torque da musculatura extensora do joelho de 25 participantes em velocidades que variaram de 0 °/s até 180°/s. O torque dinâmico gradualmente diminuiu com o aumento das velocidades, e a curva da relação torque-velocidade comportou-se como a hipérbole da equação clássica de Hill (1938). As curvas da Relação Torque-Velocidade no nosso estudo tiveram esse mesmo comportamento para todos os grupo.

Encontramos valores de TVM isocinético intermediários aos encontrados no estudo de Larsson et al. (1999), que investigaram 10 sujeitos do sexo masculino, com média de idade de 46 anos, em velocidade angular de 90°/s, e observaram torques de 150Nm., enquanto obtivemos 205,27 Nm e 162,81 Nm nas velocidades angulares de 60°/s e 120°/s, respectivamente (as mais aproximadas ao estudo citado)

Gerdle et al. (2000) avaliaram 21 homens e mulheres numa faixa de 20 a 38 anos, em velocidade angular de 90°/s, apresentando uma média de torque de 300 Nm, valor superior ao nosso, se usarmos para comparação os mesmos 205,27 Nm e 162,81 Nm nas velocidades angulares de 60°/s e 120°/s, respectivamente.

Pincivero et al.(2003), comparando a performance do torque isocinético entre os gêneros, na velocidade angular de 70°/s, registraram valores máximos em 19 jovens (24,6 anos) masculinos de 172,6 Nm, enquanto para esta faixa de idade e velocidade angular, encontramos 194,06 Nm, superior em 21,46 Nm.

Babault et al. (2002), no estudo em avaliaram o torque da musculatura extensora do joelho, em contrações isocinéticas nas velocidades de 60°/s e 120°/s, em 9 sujeitos jovens (22 anos) do sexo masculino, encontraram valores máximos de 208,6 Nm e 184,7 Nm, respectivamente, valores pouco superiores aos encontrados nesse estudo para a mesma faixa etária (15-30 anos) e velocidades angulares, 194,06 Nm e 156,17 Nm.

O estudo de de Ruitter et al. (2004), com 654 sujeitos (homens e mulheres) avaliados, nas velocidades angulares de 30°/s e 180°/s e estratificados nas faixas etárias de 20-34; 35-49; 50-64 e 65-80 anos, conclui que a partir dos 40 anos, há uma redução da força em torno de 8 a 10% por década, enquanto calculamos uma redução percentual de 13,81% por década (velocidade de referência de 180°/s), a partir dos valores demonstrados na TABELA 8 (seção 6.2) o que relacionam com a diminuição da tensão específica da fibra muscular isolada.

Akima et al (2000), observaram em 164 homens e mulheres, um decremento linear da produção de torque com o aumento da velocidade angular e apontaram uma correlação ($r=0,82$ - $p<0,01$) entre a AST do Quadríceps e o torque isocinético máximo nas velocidades avaliadas (60°/s; 180°/s e 300°/s, respectivamente; $p<0,05$). Suas justificativas foram em parte relacionadas ao decréscimo da flexibilidade da musculatura antagonista e à qualidade muscular (tensão específica da fibra).

A queda linear na Relação Torque-Velocidade com o avançar da idade, também foi relatado por Lanza et al.(2003), que compararam o torque isocinético máximo da musculatura extensora do joelho em diferentes velocidades angulares de em 24 indivíduos do sexo masculino entre duas faixas etárias (26 e 72 anos). Relacionaram seus resultados às possíveis alterações neurais, como menor recrutamento de unidades motoras, apesar de não terem realizado EMG e à diminuição da tensão específica da fibra isolada, uma vez que realizaram as

medidas por Ressonância Magnética Nuclear, ambos decorrentes do avanço da idade.

Essa queda linear do TVM isocinético também foi observada no nosso estudo a partir dos valores registrados a partir do grupo 30-45 até 61-75 anos. Não foram feitas, nesse estudo, medidas da tensão específica (qualidade muscular, feitas por RMN), entretanto não foram encontradas diferenças para as medidas de goniometria de extensão do joelho diferenças entre os grupos avaliados ($53,04^\circ \pm 4,41$), o que indica que o nível de excursão da musculatura flexora do joelho foi semelhante para todos os sujeitos avaliados nesse estudo.

Lanza et al.(2003) relataram ainda, que a força foi em média 32% menor para os sujeitos com mais idade nas velocidades de $60^\circ/\text{s}$ a $400^\circ/\text{s}$, valor bem aproximado ao calculado no presente estudo 40,36%, fazendo uma média do percentual reduzido (ver valores na Tabela 4 seção 6.3) das velocidades entre $60^\circ/\text{s}$ a $360^\circ/\text{s}$. Para a velocidade de $270^\circ/\text{s}$, relataram uma inferioridade de 41%, percentual muito aproximado à média de 40,36%, calculada entre os nossos valores de TVM nas velocidades de $240^\circ/\text{s}$ e $300^\circ/\text{s}$ (38,02% e 44,65%, respectivamente).

Klass et al., (2005) concluíram que as diferenças de torque encontradas não são devidas às adaptações neurais. Ao verificar que não houve redução na capacidade de ativação elétrica do músculo em idosos, semelhante aos nossos achados, assim como não encontraram co-ativação da musculatura antagonista, efeito não analisado no nosso estudo.

Nossos achados vão ao encontro dos resultados de Rochette et al., (2003), nos quais encontraram diferenças no torque produzido, sem alterações significativas dos valores RMS dos músculos VL, RF e VM, assim como aos de Petrella et al., (2005), que investigando as diferenças na força, velocidade de contração e fadigabilidade em função da idade, compararam 28 jovens (26,9 anos) e 24 idosos (63,6 anos) não encontrando diferenças para os valores RMS normalizados dos músculos VL, RF e VM, remetendo seus resultados à sarcopenia.

Contrário ao esperado, no presente estudo não encontramos aumento da ativação muscular concomitantemente aos maiores valores de torque obtido nas menores velocidades angulares em que os TVMs isocinéticos foram realizados.

Em relação à ativação muscular, na quarta hipótese desse estudo, esperava-se que a magnitude do sinal eletromiográfico normalizado dos idosos seria menor

que dos jovens, assumida pela presença de inibição muscular (inibição neural) com o avançar da idade (Narici et al, 2003). Apesar dos valores RMS absolutos e normalizados obtidos para as três porções do músculo Quadríceps apresentarem magnitudes inferiores aos valores dos grupos mais jovens, a ANOVA não identificou diferenças significativas, de forma que esta hipótese não foi confirmada.

Na literatura encontram-se estudos que salientam a capacidade reduzida da ativação elétrica dos músculos nos idosos, comparados aos jovens, em função dos efeitos da adaptação neural Häkkinen et al. (2001); Narici et al, (2003); Reeves et al. (2004); Lauretani et al. (2003).

Verificou-se apenas, numa análise intra-grupo, que houve um aumento da ativação dos músculos VL, RF e VM nos TVMs realizados a partir do ângulo de 15° até 60°, e deste último, um decréscimo até 105° para todos os grupos, porém estes valores não apresentam diferença estatística.

Place et al. (2005), estudando a fadiga em diferentes tarefas em sujeitos jovens, verificaram que a manutenção do torque e a prevenção da fadiga eram relativas ao aumento do sinal eletromiográfico

Gerdle et al. (2000) referiram correlação positiva entre o pico de torque obtido em TVM isocinéticos na velocidade de 90°/s em dois terços do sujeitos avaliados no seu estudo (n=21).

Klass et al., (2005). compararam a ativação muscular em contrações isométricas, concêntricas e excêntricas entre jovens e idosos e salientaram que não houve redução na capacidade de ativação elétrica do músculo, assim como não encontraram co-ativação da musculatura antagonista, concluindo que as diferenças de torque encontradas não são devidas às adaptações neurais.

Nossos resultados relativos aos valores RMS dos torques isométricos tiveram comportamentos diferentes em relação aos registrados durante torques isocinéticos. Apesar dos valores RMS não apresentarem diferença estatística, identificamos maiores valores RMS nos ângulos de 60°, 75° e 90°, mais favoráveis para produção de torque isométrico máximo (Pincivero et al. 2002; Thorstensson et al. 1976). Para torques isocinéticos o mesmo não ocorreu, ou seja, nas velocidades angulares menores, nas quais ocorrem os maiores valores de torque, não foram registrados valores RMS de maior magnitude. Este fato que pode ser justificado com o estudo

de Larsson et al. (1999), no qual investigaram a reprodutibilidade da EMG de superfície em testes isocinéticos, sugerindo que a interpretação da EMG pode ser dificultada, porque o movimento por si pode afetar suas características, fator que nas condições isométricas é minimizado.

8. CONSIDERAÇÕES FINAIS

O presente trabalho buscou investigar as mudanças das propriedades mecânicas e eletromiográficas dos músculos extensores do joelho em produção de torque máximo de indivíduos adultos saudáveis e ativos em diferentes faixas etárias.

Considerando a complexidade em avaliar tais mudanças através de medidas indiretas, a partir dos resultados obtidos foi possível notar que ocorreu uma diminuição na capacidade de produção de torques isométricos e isocinéticos máximos de uma maneira linear e significativa, nos sujeitos mais idosos avaliados no estudo, marcadamente após a sexta década de vida.

Com o fim de estabelecer inferências às alterações morfológicas intrínsecas do músculo quanto à capacidade de produzir torques máximos (relacionadas ao número de sarcômeros em série), através do estudo das propriedades mecânicas, por medidas indiretas, o presente trabalho buscou descrever em condições isométricas e isocinéticas as diferenças encontradas com o avanço da idade, assim como buscou associar o comportamento do nível de atividade eletromiográfica nestas condições.

As evidências encontradas confirmaram apenas o comportamento das curvas das relações torque-ângulo e torque-velocidade para todos os grupos do estudo, ou seja, as magnitudes dos TVMs variaram conforme o avanço da idade, porém mantiveram as características típicas de cada uma das relações.

Não se verificou a influência da idade na ativação elétrica, de forma que mesmo em condições diferentes - ângulos articulares para TVMs isométricos e velocidades de encurtamento muscular para TVMs isocinéticos, os valores RMS não apresentaram diferenças.

A boa capacidade funcional e o nível de atividade física dos sujeitos do estudo (ativo ou moderadamente ativo, segundo o IPAQ) podem ter sido a razão para não confirmar três das hipóteses propostas, uma vez que as mesmas foram assumidas a partir dos relatos da literatura quanto às mudanças físico-funcionais inerentes aos idosos.

Sugere-se trabalhos que possam fazer uma comparação nos mesmos aspectos avaliados entre sujeitos ativos e sedentários, nas mesmas faixas etárias, assim como outras abordagens, como as investigações de arquitetura muscular. Dessa maneira, algumas evidências complementares a esse estudo poderão auxiliar na compreensão das influências do envelhecimento na produção de torques máximos.

9. CONCLUSÃO

A capacidade de produção de força diminui ao longo do envelhecimento, possivelmente pelas mudanças estruturais e funcionais nos músculos esqueléticos tal como a sarcopenia, diminuição da ativação das unidades motoras, co-contracção aumentada da musculatura antagonista, diminuição da tensão da fibra muscular e rigidez do tendão.

O TVM dos indivíduos de mais idade foi menor em comparação aos realizados pelos mais jovens, porém não foram registradas alterações no comportamento das curvas torque-ângulo e torque-velocidade e no sinal eletromiográfico.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Aagaard P, Jesper LA, Poul DP, Anne-Mette L, Aase W, Magnusson SP, Jens HK, Simonsen EB. A mechanism for increased contractile strength of human pennate muscle in response to strength training: changes in muscle architecture. *J. Physiol.* 534.2, pp. 613-623, 2001.

Aquino MA, Leme LEG, AmatuZZi, Greve JMD, Terreri ASA, Andrusaitis, Nardelli JCC. Isokinetic assessment of knee flexor/extensor muscular strength in elderly women. *Rev. Hosp. Clín. Fac. Med. S. Paulo* 57(4): 131-134, 2002.

Basmajian JV, De Luca CJ. *Muscles Alive*. 5th Ed. Baltimore, Williams & Wilkins, 1985.

Bassey EJ, Harries UJ. Normal values for handgrip strength in 920 men and women aged over 65 years and longitudinal changes over 4 years in 620 survivors. *Clin. Sci.* . 84: 331-337, 1993.

Beaver WL, Wasserman K, Whipp BJ. A new method for detecting anaerobic threshold by gas exchange. *J Appl Physiol.* 60:2020-2027, 1986.

Bilodeau M, Erb MD, Nichols JM, Joiner KL, Weeks JB. Fatigue of elbow flexor muscles in younger and older adults. *Muscle & Nerve* 24: 98–106, 2001.

Bray GA. Definitions, measurements and classification of the syndromes of obesity. *International Journal of Obesity* 2: 99-113, 1978.

Burnfield JM, Josephson KR, Powers CM, Rubenstein LZ. The influence of lower extremity joint torque on gait. Characteristics in elderly men. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 81:1153-1157, 2000.

Caiozzo VJ, Perrine JJ, Edgerton VR. Training-induced alteration of the in vivo force-velocity relationship of human muscle. *J Appl Physiol* 51: 750-754, 1981.

Chumlea WC, Baumgartner RN. Status of anthropometry and body composition data in elderly subjects. *Am. J. Clin. Nutr.*, 50: 1158-1166, 1989.

Close RI. Dynamic properties of fast and slow skeletal muscles of the rat during development. *J. Physiol* 173: 74-95, 1964.

Christopher I. M, Thom JM, Neil D. Reeves, Birch KM, Narici M. In vivo physiological cross-sectional area and specific force are reduced in the gastrocnemius of elderly men. *J. Appl. Physiol.* 99: 1050-1055, 2005.

Craig L, Marshal AL, Sjöstrom M, Bauman AE, Booth ML, Ainsworth BE, Pratt M, Ekelung U, Yngve A, Sallys JF, Oja P. International Physical Activity Questionnaire: 12- Country Reliability and Validity. *Med. Sci. Sports Exerc.* 35: 1381-1395, 2003.

Dekerle J, Baron B, Dupont L, Vanvelcenaher J, Pelayo P. Maximal lactate steady state, respiratory compensation threshold and critical power. *Eur J Appl Physiol.* 89:281-288, 2003.

Doherty T. Aging and sarcopenia *J Appl Physiol* 95: 1717-1727, 2003.

Enoka, RM. *Neuromechanical Basis of Kinesiology*. Champaign, Human Kinetics Books, 1988, p. 205.

Fração VB, Vaz MA. Influência da adaptação funcional na relação torque-velocidade de bailarinas clássicas e atletas de voleibol. Anais do IX Congresso Brasileiro de Biomecânica, volume 1:283-288, 2001.

Fukunaga T, Kawasaki Y, Kuno S, Fukashiro S. Muscle architecture and function in humans. *J.Biomech.*, 30(5):457-463, 1997.

Gerdle B, Larsson B, Karlsson S. Criterion validation of surface EMG variables as fatigue indicators using peak torque. A study of repetitive maximum isokinetic knee extension. *J Electromyogr. Kinesiol.* 10:225-232, 2000.

Giatti L, Barreto SM. Saúde, trabalho e envelhecimento no Brasil. *Cadernos de Saúde Pública* 19 (3): 759-771, 2003.

Gordon, AM, Huxley AF, Julian FJ. The variation in isometric tension with sarcômero length in vertebrate muscle fibres. *J. Physiol.*, 184: 170-1966.

Granzier HLM, Akster HA, Ter Keurs HED. Effect of thin filament length on the force-sarcomere length relation of skeletal muscle. *Am. J. Physiol.* 260: 1060-1070, 1991.

Hakkinen K, Kraemer WJ, Newton RU and Alen M. Changes in electromyographic activity, muscle fibre and force production characteristics during heavy resistance/power strength training in middle-aged and older men and women. *Acta Physiol Scand* 171: 51-62, 2001.

Harridge SD, Kryger A, Stensgaard A. Knee extensor strength, activation, and size in very elderly people following strength training. *Muscle Nerve* 22: 831–839, 1999.

Heyward HV, Stolarczyk LM. *Avaliação da Composição Corporal Aplicada*. São Paulo Manole, 2000, p.80.

Herzog W, Ter Keurs HEDJ. Force-length relation of in vivo human rectus femoris. *Pflügers Arch.* 411:642-647, 1988.

Herzog, W, Guimarães AC, Anton MG, Carter-Erdman KA. Moment-length relation of rectus femoris muscles of speed skaters/cyclists and runners. *Med. Sci. Sports Exerc.* 23: 1289-1296, 1991.

Herzog, W, Kamal S, Clarke HD. Myofilament lengths of cat skeletal muscle: theoretical considerations and functional implications. *J. Biomech.* 25:945-948, 1992.

Hill AV. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proc. Royal Soc.*, 126: 136-195, 1938.

Huijing PA. Architecture of the human gastrocnemius muscle and some functional consequences. *Acta Anat (Basel)* 123: 101–107, 1985.

Humac®/Norm™ Testing & Rehabilitation System – *User's Guide – Model 770*. Computer Sports Medicine, Inc. (CSMI). Stoughton, MA. p2005.

Hurley MV, Jones DW, Newham DJ. Arthrogenic quadriceps inhibition and rehabilitation of patients with extensive traumatic knee injuries. *Clin Sci (Colch)* 86: 305–310, 1994.

Jakobi JM, Rice CL. Voluntary muscle activation varies with age and muscle group. *J Appl Physiol* 93: 457–462, 2002.

Jackson AS, Pollock ML. Practical assessment of body composition. *Physician Sport Med* ; 13: 76-90, 1985.

Joyce GC, Rack PM. Isotonic lengthening and shortening movements of cat soleus muscle. *J. Physiol* 204: 475-491, 1969.

Jubrias SA, Odderson IR, Esselman PC, Conley KE. Decline in isokinetic force with age: muscle cross-sectional area and specific force. *Eur. J. Appl. Physiol* 434: 246–253, 1997.

Kallmann DA, Plato CC, Tobin JD. The role of muscle loss in the age-related decline of grip strength: cross-seccional and longitudinal perspectives. *J. Gerontol A Biol Sci Med Sci* 45: 82-88, 1999.

Karlsson JS, Östlund N, Larsson B, Gerdle B. An estimation of the influence of force decrease on the mean power spectral frequency shift of the EMG during repetitive maximum dynamic knee extensions. *J Electromyogr. Kinesiol.* 13: 461-468, 2003.

Klass M, Baudry S, Duchateau. Aging does not affect voluntary activation of the ankle dorsiflexors during isometric, concentric and eccentric contractions. *J Appl Physiol* 99: 31-38, 2005.

Kernell D, Donselaar Y, Eerbeek O. Effects of Physiological Amounts of High-and Low-Rate Chronic Stimulation on Fast-Twitch Muscle of the Cat Hindlimb. I Speed- and Force-Related Properties. *J.Neurophysiol.* 58: (3): 614-627, 1995.

Kitai TA, Sale DG. Specificity of joint angle in isometric training. *Eur. J. Appl. Physiol* 58: 744-748, 1989.

Koh TJ, Herzog W. Excursion is important in regulating sarcomere number in the growing rabbit tibialis anterior. *J. Physiol.* 508:267-280, 1998.

Larsson B, Mansson B, Karlberg C, Syvertsson P, Elert J, Gerdle B. Reproducibility of surface EMG variables and peak torque during three sets of ten dynamic contraction. *J Electromyogr. Kinesiol.* 9:351-357, 1999.

Lauretani F, Russo CR, Bandinelli S, Bartali B, Cavazzini C, Di Iorio A, Corsi AM, Rantanen T, Guralnik JM, Ferrucci L. Age-associated changes in skeletal muscles and their effect on mobility: an operational diagnosis of sarcopenia. *J. Appl. Physiol.* 95: 1851-1860, 2003.

Lee HD, Suter E, Herzog W. Force depression in human quadriceps femoris following voluntary shortening contractions. *J. Appl. Physiol.* 87:1651-1655, 1999.

Lesmes GR, Costill DL, Coyle EF, Fink WJ. Muscle strength and power changes during maximal isokinetic training. *Med. Sci. Sports*, 10:266-269, 1978.

Lieber RL. Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. *Muscle & Nerve*, 23:1647-1666, 2000.

Macaluso A, Nimmo MA, Foster JE, Cockburn M, McMillan NC, De Vito G. Contractile muscle volume and agonist-antagonist coactivation account for differences in torque between young and older women. *Muscle & Nerve* 25: 858–863, 2002.

Marques AP. Ângulos articulares dos membros inferiores. In: Manual de Goniometria. 2 ed. São Paulo: Manole; 2003. p.40.

Mastrocolla LE, Brito AX, Brito FS, Castro I, Godoy M, Alfieri RG e Meneghelo RS. Consenso Nacional de Ergometria. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia* 65(2): 189-211, 1995.

Moritani T, De Vries HA, Fridén Jurray MP. Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain. *Am. J. Phys. Med.* 58 (3): 115-130, 1991.

Murray MP, Duthie EH Jr, Gambert SR, Sepic SB, Mollinger LA. Age-related differences in knee muscle strength in normal women. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 40: 275-280, 1985.

Narici MV, Maganaris CN, Reeves ND, Capodaglio P. Effect of aging on human muscle architecture. *J. Appl. Physiol.* 95:2229-2234, 2003.

Nigg BM, Herzog W. *Biomechanics of the Musculo-skeletal System*. 2nd ed. Chichester, England: John Wiley & Sons Ltd; 1999. p. 261–80.

Petrella JK, Kim J, Tuggle SC, Hall SR, Bamman MM. *J Appl Physiol* 98: 211-220, 2005.

Pincivero DM, Coelho AJ, Campy RM, Salfetnikov Y, Bright. The effects of voluntary contraction effort on quadriceps femoris electromyogram median frequency in humans: a muscle and sex comparison. *Eur.J. Appl. Physiol.* 87:448-455, 2002.

Reeves ND, Maganaris CN, Narici MV. Effect of strength training on human patella tendon mechanical properties of older individuals. *J.Appl. Physiol.* 48: 971-981, 2003.

Reeves ND, Maganaris CN, Narici MV. Effect of resistance training on skeletal muscle-specific force in elderly humans. *J.Appl. Physiol.* 96: 885-892,2004.

Santos, EL, Giannella-Neto A. Comparison of computerized methods for detecting the ventilatory thresholds. *Eur J Appl Physiol.* 93:315-324, 2004.

Scaglioni G, Ferri A, Minetti AE, Martin A, Van Hoecke J, Capodaglio P, Sartorio A, Narici MV. Plantar flexor activation capacity and H reflex in older adults: adaptations to strength training. *J Appl Physiol* 92: 2292–2302, 2002.

Suter E, Herzog W. Does muscle inhibition after knee injury increase the risk of osteoarthritis? *Exerc. Sport Sci. Rev.* 28:15-18, 2000.

Tabary JC, Tabary C, Tardieu G and Goldspink G. Physiological and structural changes in the cat's soleus muscle due to immobilization at different lengths by plaster casts. *J. Physiol.*, 224:231-244, 1972.

Timothy JD. Invited Review: Aging and sarcopenia. *J Appl Physiol* 95: 1717-1727, 2003.

Thorstensson A, Grimby G, Karlsson J. Force-velocity relations and fiber composition in human knee extensor muscles. *J. Appl. Physiol* 40: 12-16, 1976.

Vandervoort AA, Kramer JF, Wharram ER. Eccentric knee strength of elderly females. *J. Gerontol A Biol Sci Med Sci* 45: B125-B128, 1990.

Vaz MA, Fração VB, Lammerhirt HM, Rassier DLE, Herzog W. Functional adaptation of the dorsiflexor torque-angle relation. *Banff Symposium of Skeletal Muscle*, Canada, 2002.

Wajnman S. Tendências Prospectivas de Crescimento da População Economicamente Ativa no Brasil. *Textos para Discussão 111. Belo Horizonte. Centro de Desenvolvimento e Planejamento Regional. Faculdade de Ciências Econômicas, Universidade Federal de Minas Gerais*, 1997.

Wasserman K, McIlroy MB. Detecting The threshold of anaerobic metabolism in cardiac patients during exercise. *Am J Cardiol.* 14:844-852, 1964.

Wickiewicz TL, Roy RR, Powell PL and Edgerton VR. Muscle architecture of the human lower limb. *Clin. Orthop.*: 275-283, 1983

Young A. Current issues in arthrogenous inhibition. *Ann. Rheum. Dis.* 52:829-834, 1993.

Zajac FE. Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Crit Rev Biomed Eng* 17: 359–411, 1989.

ANEXO 1

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL

ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA

LABORATÓRIO DE PESQUISA DO EXERCÍCIO

Linha de Pesquisa: BASES NEUROMECÂNICAS DO MOVIMENTO

Título do Projeto: ESTUDO COMPARATIVO DO TORQUE MÁXIMO E DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO DOS EXTENSORES DO JOELHO ENTRE DIFERENTES FAIXAS ETÁRIAS.

Objetivos: Investigar as diferenças na capacidade de produção de força e na atividade elétrica dos músculos extensores do joelho de indivíduos saudáveis em diferentes faixas etárias.

Investigadores: Marcelo Krás Borges e Marco Aurélio Vaz

Termo de Consentimento do Participante e Sumário Informativo

As propriedades mecânicas dos músculos extensores do joelho serão avaliadas através das relações torque-ângulo (força máxima produzida em um grupo muscular em diferentes ângulos articulares) e torque-velocidade (força máxima produzida por um grupo muscular durante contrações em diferentes velocidades de movimento).

Para avaliar a força de um grupo muscular utiliza-se a variável “torque”, obtida utilizando-se um equipamento chamado dinamômetro isocinético Biodex, modelo System 3 (Biodex Medical System, Shirley – NY, USA)

Além do torque, também será avaliada a ativação dos músculos extensores e flexores do joelho, durante os protocolos das relações torque-ângulo e torque-velocidade, utilizando-se a técnica da Eletromiografia de Superfície, técnica não-invasiva que detecta a atividade elétrica do músculo por meio de eletrodos colocados na pele do indivíduo.

Esse termo de consentimento, cuja cópia lhe foi entregue, é apenas parte de um processo de consentimento informado. Ele deve lhe dar uma idéia básica do que se trata o projeto, e o que sua participação envolverá. Se você desejar mais detalhes sobre algo mencionado aqui, ou informação não incluída, sinta-se livre para solicitar. Por favor, leia atentamente esse termo, a fim de entender plenamente o objetivo desse projeto, e o seu envolvimento como participante. Os investigadores têm o direito de encerrar a sua participação nesse estudo, caso haja essa necessidade, assim como você tem toda a liberdade de retirar o seu consentimento em participar a qualquer momento.

Nesse estudo, em um primeiro dia, agendado previamente, você será avaliado por um médico cardiologista e fará um eletrocardiograma de repouso, mensuração da Tensão Arterial, seguido de um teste de esforço em esteira ergométrica, a fim de detectar possíveis sinais de isquemia cardíaca, hipertensão arterial sistêmica, angina ou outras alterações cardiológicas, os quais servirão de critério de impedimento da sua participação no estudo, uma vez que o protocolo de atividades exigirá a realização de movimentos de extensão e flexão do joelho no dinamômetro isocinético com esforço máximo.

Não havendo alterações que contra-indiquem a sua participação no estudo, você terá as seguintes medidas antropométricas realizadas: peso, estatura, perimetria de coxa, dobras cutâneas do peito, abdômen e coxa e amplitudes de movimento ativo do joelho e responderá a um questionário simples sobre atividades físicas realizadas na última semana.

O tempo necessário para esta investigação preliminar deverá ser de 45 minutos.

Em um segundo dia, agendado com antecedência, haverá uma sessão de familiarização com os equipamentos e procedimentos e você treinará a tarefa a ser realizada, baseada em contrações musculares da coxa em diferentes ângulos articulares e em velocidades variadas.

Entre cada contração muscular, serão instituídos intervalos de 2 minutos para minimizar os efeitos da fadiga, nos quais também será mensurada a tensão arterial.

Eletromiografia: esse exame será realizado ao mesmo tempo dos testes anteriores e, para tal, eletrodos de superfície serão posicionados na sua pele, sobre o ventre de quatro músculos da coxa, onde será feita a remoção dos pelos com um aparelho de barbear descartável e limpeza com abrasão com algodão embebido em álcool.

Riscos e benefícios: os benefícios diretos da participação no estudo serão as avaliações físicas realizadas previamente: exame clínico cardiológico, eletrocardiograma de repouso e de esforço, e qualificação do seu nível de atividade física pelos resultados do questionário de atividade física aplicado. Além disso, sua participação nos ajudará a esclarecer mudanças funcionais nos músculos em diferentes faixas etárias.

Os riscos ao participante poderão ser os seguintes: caso o seu nível de atividade física atual e o uso da musculatura avaliada sejam baixos, em suas atividades de vida diárias, após as contrações musculares dos testes, você poderá sentir algum desconforto e dor muscular. Entretanto, esses sintomas desaparecem naturalmente, em média, após 1 ou 2 dias, dependendo de cada pessoa.

Pode ocorrer também, vermelhidão na pele, na área onde serão colocados os eletrodos, o que deverá desaparecer em seguida, sem qualquer comprometimento da pele.

Mesmo previamente avaliadas clinicamente, pessoas com idade mais avançada (mas não somente estas), poderão apresentar alguma alteração limítrofe na tensão arterial durante os testes com contração muscular voluntária máxima, e caso aconteça, a participação será imediatamente interrompida e o sujeito monitorado até a normalização dos sinais vitais.

Confidencialidade: todas as informações obtidas como parte desse estudo permanecerão confidenciais. As únicas pessoas com acesso aos seus resultados pessoais serão os investigadores e bolsistas envolvidos nesse estudo. Qualquer documento publicado apresentando os resultados desse estudo não identificará os participantes.

A sua assinatura nesse formulário indica que você entendeu satisfatoriamente as informações relativas a sua participação nesse projeto e que você concorda em

participar. De forma alguma esse consentimento lhe faz renunciar aos seus direitos legais, e nem libera os investigadores, patrocinadores, ou instituições envolvidas de suas responsabilidades pessoais ou profissionais. Você está livre para retirar-se do estudo a qualquer momento, assim que o queira. A sua participação continuada deve ser tão bem informada quanto o seu consentimento inicial, de modo que você deve sentir-se à vontade para solicitar mais esclarecimentos ou novas informações durante a sua participação. Se tiver qualquer dúvida referente a assuntos relacionados com esta pesquisa, favor contatar o fisioterapeuta Marcelo Krás Borges (fones: 32077242 / 99666651) ou o Dr. Marco Aurélio Vaz (fone: 33085860). Se você tiver dúvidas relativas aos seus direitos como um possível participante dessa pesquisa, favor contatar o Comitê de Ética em Pesquisa da UFRGS.

Assinatura do participante

Assinatura do investigador

ou responsável caso menor de idade.

Nome por extenso do participante

Data

ANEXO 2-A-**QUESTIONÁRIO INTERNACIONAL DE ATIVIDADE FÍSICA- VERSÃO CURTA**

Nós estamos interessados em descobrir a respeito do tipo de atividade física que as pessoas fazem como parte das suas vidas diárias. Você será questionado sobre o tempo que gastou em atividades físicas **nos últimos sete dias**. Por favor, pense nas atividades que você faz no trabalho, assim como em tarefas de casa ou na rua (jardim, quintal), deslocando-se de um lugar a outro, em recreação, exercícios ou esporte.

Pense a respeito de todas as atividades vigorosas que você fez **nos últimos sete dias**. Atividades físicas **vigorosas** referem-se àquelas que lhe solicitaram grande esforço físico e intensificaram muito a sua respiração além do normal. Pense apenas nestas atividades físicas que você fez por no mínimo 10 minutos a cada vez.

1. Durante a última semana, quantos dias você realizou alguma atividade física vigorosa, como levantar peso, cavar, ginástica aeróbica ou pedalar rapidamente?

_____ dias na semana

☐

nenhuma atividade física vigorosa



vá para questão 3

2. Quanto de tempo você despendeu fazendo atividade física vigorosa em um destes dias?

_____ horas por dia

_____ minutos por dia

☐

Não sei/ Não tenho certeza

Pense em todas as atividades **moderadas** que você fez **nos últimos sete dias**. Atividades Moderadas referem-se àquelas que lhe exigiram moderado esforço físico e alguma intensificação na sua respiração além do normal. Pense nas atividades físicas que realizou por, no mínimo 10 minutos cada vez.

3. Durante a **última semana**, quantos dias você realizou alguma atividade física moderada, como carregar pequenas cargas, pedalar em superfície regular ou jogar tênis de dupla? Não inclua caminhada.

_____ dias na semana

☐

nenhuma atividade física moderada



vá para questão 5

4. Quanto de tempo você usualmente despendeu fazendo atividade física moderada em um destes dias?

_____ horas por dia

_____ minutos por dia

☐

Não sei/ Não tenho certeza

5. Durante a última semana, quantos dias você caminhou por no mínimo 10 minutos?

_____ dias na semana

☐

nenhuma caminhada



vá para questão 7

6. Quanto de tempo você usualmente despendeu caminhando em um destes dias?

_____ horas por dia

_____ minutos por dia

☐

Não sei/ Não tenho certeza

A última questão é a respeito do tempo despendido sentado nos dias da semana. Inclui tempo sentado no trabalho, em casa, fazendo tarefas de estudo e tempo de folga. Pode incluir tempo sentado à mesa, visitando amigos, leitura ou assistindo televisão.

7. Durante a última semana, quanto de tempo você dispendeu em um dia da semana ?

_____ horas por dia

_____ minutos por dia

☐

Não sei/ Não tenho certeza

Este é o fim deste questionário, obrigado pela sua participação.

Versão curta- últimos sete dias- do IPAQ, traduzida.

ANEXO 2-B

CATEGORIZAÇÃO DO NÍVEL DE ATIVIDADE FÍSICA

O nível de atividade física foi avaliado pelo QUESTIONÁRIO INTERNACIONAL DE ATIVIDADE FÍSICA (QIAF)-Forma Curta, que apresenta um escore categórico de três níveis de atividade física, de acordo com estimativa de METs realizados nas atividades questionadas:

1. **Baixa**

- Nenhuma atividade relatada **OU**
- Alguma atividade relatada, mas não suficiente para alcançar as categorias 2 ou 3.

2. **Moderada** - um dos três critérios a seguir:

- 3 ou mais dias de atividade vigorosa, pelo menos 20 minutos por dia.
- 5 ou mais dias de atividade de moderada intensidade e/ou caminhada pelo menos de 30 minutos **OU**
- 5 ou mais dias de qualquer combinação de caminhada e atividades de moderada intensidade ou vigorosa intensidade atingindo um mínimo de 600 METs-minuto por semana.

3. **Alta** - qualquer um dos critérios a seguir:

- Atividade de vigorosa intensidade ao menos 3 dias e acumulando, ao mínimo 1500 METs-minuto por semana **OU**
- 7 ou mais dias de qualquer combinação de caminhada e atividade moderada **OU**

Atividade intensa acumulando, ao mínimo, 3000 METs-minuto por semana.

ANEXO 3

TABELA PERIMETRIA EXT. JOELHO e GONIOMETRIA COXA

GRUPO (idade)	per. Coxa (cm)	gon.ext. Coxa (graus)
15-30	53.8	5
15-30	53	5
15-30	56	5
15-30	51.5	10
15-30	47.5	5
15-30	52.5	0
15-30	62	10
15-30	60	13
15-30	51	10
15-30	47	7.5
31-45	52	10
31-45	55	7
31-45	57	5
31-45	49	5
31-45	56.3	10
31-45	58	5
31-45	58	10
31-45	55	4
31-45	51	7
31-45	53.5	5
46-60	60	8
46-60	48	3
46-60	52	5
46-60	57.5	5
46-60	45.5	3
46-60	52.5	5
46-60	56.5	5
46-60	56	7
46-60	57	7.5
46-60	56	5
61-75	53	8
61-75	51	6
61-75	52	7
61-75	58	5
61-75	50	8
61-75	50	7.5
61-75	42	7.5
61-75	51.5	5
61-75	47.5	7
61-75	46.5	5

ANEXO 4-A

TABELA 1 TORQUES Relação T-A

TVM 1 T-A(Nm)	TVM 2 T-A (Nm)
46,037	41,770
223,655	238,812
48,795	47,309
274,466	275,741
33,239	20,837
212,268	206,619
279,719	244,740
425,157	372,897
6,706	10,307
193,847	167,910
197,640	203,093
27,801	44,196
294,980	260,231
210,392	178,311
156,793	173,842
275,483	303,199
328,187	326,787
266,917	250,606
130,263	147,910
176,680	224,720
32,316	43,546
207,574	208,668
15,639	20,076
93,300	92,708
46,931	48,974
34,344	31,463
224,414	203,648
189,680	167,341
273,019	253,023
68,546	73,719
165,863	197,552
11,406	16,461
28,437	25,263
223,085	196,238
133,478	152,290
33,231	7,291
103,899	100,696
38,846	45,058
84,433	82,141
121,046	120,094

ANEXO 4.B

TABELA 2 - TORQUE VOLUNTÁRIO MÁXIMO (TVM) ISOMÉTRICO- REL. T- A

TVM ISOMÉTRICO (Nm)							
GRUPO	ÂNGULOS (graus)						
	15°	30°	45°	60°	75°	90°	105°
15-30	29,19±15,63	85,04±22,44	153,10±40,34	242,93±50,63	255,40±51,37	255,71±74,44	195,38±50,05
31-45	51,85±26,60	110,14±45,21	168,26±54,66	246,20±59,16	257,05±73,34	250,40±58,05	193,73±43,11
46-60	41,12±23,75	94,68±35,04	150,33±36,10	238,30±65,47	247,15±71,92	240,17±69,62	188,57±42,64
61-75	22,77±11,25	68,27±16,38	116,20±24,90	174,71±39,80	177,00±52,23	164,21±53,22	138,53±40,87

ANEXOS 4.C

TABELA 3 - TORQUE VOLUNTÁRIO MÁXIMO (TVM) ISOMÉTRICO NORMALIZADO REL. T- A

TVM ISOMÉTRICO ((Nm/Nm Mmáx.)							
GRUPO	ÂNGULOS (graus)						
	15°	30°	45°	60°	75°	90°	105°
15-30	12,22±6,03	35,46±6,01	62,64±6,01	100±0,00	105,74±11,66	106,02±23,57	81,17±16,27
31-45	21,13±8,42	44,77±15,08	68,38±15,12	100±0,00	105,31±21,39	102,76±15,22	80,59±15,11
46-60	16,75±6,69	39,20±7,03	63,79±5,97	100±0,00	104,03±12,39	101,51±17,07	80,73±12,01
61-75	12,72±5,18	39,53±6,12	67,07±6,54	100±0,00	99,77±12,01	92,37±12,18	78,84±10,36

ANEXO 5-A

TABELA 1 TORQUES Relação T-V

TVM 1 T-A(Nm)	TVM 2 T-A(Nm)
230,546	238,963
223,655	218,811
214,213	201,873
202,922	185,528
141,355	153,505
163,698	162,436
197,151	165,946
284,254	258,303
152,246	155,733
130,574	155,733
179,871	150,781
245,431	225,641
239,570	225,040
194,220	187,899
209,643	186,474
211,532	245,097
227,040	222,733
236,365	199,854
136,008	173,700
173,043	166,548
187,254	248,128
157,872	146,285
156,388	158,224
237,052	267,524
118,291	127,770
162,002	152,414
155,942	106,687
125,272	138,892
246,250	179,576
212,891	202,290
136,932	154,934
133,740	142,243
112,322	110,180
150,982	153,856
134,721	133,067
147,922	156,289
90,841	77,159
122,078	148,584
95,513	89,223
85,256	95,582

ANEXOS 5-

ANEXO 5.B

TABELA 2 - TORQUE VOLUNTÁRIO MÁXIMO (TVM) ISOCINÉTICO NORMALIZADO REL. T- V

TVM ISOCINÉTICO (Nm/Nm Mmáx.)						
GRUPO	ÂNGULOS (graus)					
	60°	120°	180°	240°	300°	360°
15-30	194,06±47,51	156,18±45,78	132,19±38,60	113,76±37,66	99,88±33,62	86,47±28,7 8
31-45	205,27±34,79	162,81±24,21	138,53±22,22	122,54±18,49	108,06±19,69	99,64±21,5 1
46-60	175,92±43,93	138,03±31,67	108,99±26,91	98,99±23,88	80,50±24,75	70,93±22,1 3
61-75	121,03±23,90	100,53±23,50	83,77±20,93	70,51±20,42	52,33±16,65	47,84±14,1 5

ANEXO 5.C

TABELA 3 - TORQUE VOLUNTÁRIO MÁXIMO (TVM) ISOCINÉTICO- REL. T- V

TVM ISOCINÉTICO (Nm)						
GRUPO	ÂNGULOS (graus)					
	60°	120°	180°	240°	300°	360°
15-30	12,22±6,03	35,46±7,77	62,64±6,01	100±0,00	105,74±23,5 7	106,02±16,27
31-45	21,13±8,42	44,77±15,08	68,38±15,12	100±0,00	105,31±15,2 2	102,76±15,11
46-60	16,75±6,69	39,20±7,03	63,79±5,97	100±0,00	104,03±17,0 7	101,51±12,01

61-75 $12,72 \pm 5,18$ $39,53 \pm 6,12$ $67,07 \pm 6,54$ $100 \pm 0,00$ $99,77 \pm 12,18$ $92,37 \pm 10,36$

ANEXOS 6

ANEXO 6.A

TABELA 1 - RMS VL (ISOMÉTRICO)

RMS (mVolt) VL							
GRUPO	ÂNGULOS (graus)						
	15°	30°	45°	60°	75°	90°	105°
15-30	$0,18 \pm 0,09$	$0,25 \pm 0,09$	$0,29 \pm 0,11$	$0,38 \pm 0,14$	$0,28 \pm 0,07$	$0,28 \pm 0,07$	$0,27 \pm 0,08$
31-45	$0,24 \pm 0,08$	$0,28 \pm 0,08$	$0,28 \pm 0,08$	$0,34 \pm 0,10$	$0,27 \pm 0,08$	$0,26 \pm 0,08$	$0,24 \pm 0,11$
46-60	$0,18 \pm 0,06$	$0,21 \pm 0,06$	$0,22 \pm 0,07$	$0,33 \pm 0,15$	$0,23 \pm 0,06$	$0,20 \pm 0,06$	$0,22 \pm 0,13$
61-75	$0,20 \pm 0,08$	$0,22 \pm 0,09$	$0,25 \pm 0,10$	$0,29 \pm 0,12$	$0,23 \pm 0,09$	$0,24 \pm 0,09$	$0,20 \pm 0,09$

ANEXO 6.B

TABELA 2: RMS RF- (ISOMÉTRICO)

RMS (mVolt) RF							
GRUPO	ÂNGULOS (graus)						
	15°	30°	45°	60°	75°	90°	105°
15-30	$0,21 \pm 0,06$	$0,25 \pm 0,06$	$0,28 \pm 0,07$	$0,35 \pm 0,11$	$0,27 \pm 0,08$	$0,27 \pm 0,07$	$0,25 \pm 0,06$
31-45	$0,26 \pm 0,06$	$0,34 \pm 0,14$	$0,30 \pm 0,08$	$0,36 \pm 0,12$	$0,28 \pm 0,10$	$0,27 \pm 0,09$	$0,27 \pm 0,13$
46-60	$0,26 \pm 0,13$	$0,29 \pm 0,10$	$0,31 \pm 0,10$	$0,41 \pm 0,20$	$0,28 \pm 0,10$	$0,29 \pm 0,10$	$0,25 \pm 0,08$
61-75	$0,24 \pm 0,11$	$0,27 \pm 0,07$	$0,27 \pm 0,07$	$0,33 \pm 0,13$	$0,24 \pm 0,09$	$0,25 \pm 0,09$	$0,22 \pm 0,07$

ANEXO 6.C

TABELA 3: RMS VM- (ISOMÉTRICO)

GRUPO	RMS (mVolt) RF						
	ÂNGULOS (graus)						
	15°	30°	45°	60°	75°	90°	105°
15-30	0,18±0,08	0,22±0,05	0,24±0,06	0,29±0,08	0,23±0,05	0,25±0,04	0,26±0,08
31-45	0,21±0,06	0,25±0,10	0,22±0,08	0,26±0,11	0,21±0,09	0,22±0,09	0,25±0,15
46-60	0,19±0,07	0,23±0,06	0,24±0,05	0,31±0,13	0,23±0,08	0,21±0,06	0,22±0,08
61-75	0,18±0,10	0,21±0,10	0,21±0,09	0,25±0,11	0,20±0,10	0,21±0,12	0,19±0,10

ANEXOS 7

ANEXO 7.A

TABELA 1 - RMS NORMALIZADO VL (ISOMÉTRICO)

GRUPO	RMS /RMS máx VL						
	ÂNGULOS (graus)						
	15°	30°	45°	60°	75°	90°	105°
15-30	46,89±14,2	66,56±14,9			75,78±16,9	77,24±15,1	72,54±12,3
	4	1	76,25±15,34	100±0,00	4	7	5
31-45	71,72±15,1	82,53±18,1			78,27±20,5	75,46±11,1	70,67±24,3
	3	6	83,76±14,76	100±0,00	1	4	0
46-60	62,43±22,0	71,37±22,4			72,45±14,2	66,10±16,9	69,38±22,1
	0	6	74,71±24,59	100±0,00	3	6	7
61-75	69,24±21,2	78,47±17,7			77,95±11,4	82,72±15,7	70,10±21,8
	3	8	85,29±13,14	100±0,00	8	5	1

ANEXO 7.B

TABELA 2 - RMS NORMALIZADO RF (ISOMÉTRICO)

RMS/RMS máx RF							
GRUPO		ÂNGULOS (graus)					
	15°	30°	45°	60°	75°	90°	105°
15-30		75,19±15,4			78,05±12,6	81,44±17,7	74,38±19,9
	60,02±8,67	8	81,09±11,53	100±0,00	3	5	8
31-45	77,61±23,0	95,69±23,7			77,79±15,0	75,17±14,7	75,47±21,2
	6	3	84,78±9,08	100±0,00	2	8	1
46-60	63,96±12,6	75,36±13,1			72,52±14,0	76,48±18,2	67,34±16,5
	7	0	82,00±18,04	100±0,00	4	6	9
61-75	75,61±29,6	87,84±22,1			73,99±12,1	76,07±13,0	70,83±15,9
	1	3	88,17±21,70	100±0,00	5	3	7

ANEXO 7.C

TABELA 3 - RMS NORMALIZADO VM (ISOMÉTRICO)

RMS/RMS máx VM							
GRUPO		ÂNGULOS (graus)					
	15°	30°	45°	60°	75°	90°	105°
15-30	62,11±16,3	76,41±11,6			82,68±12,5		
	7	0	84,62±8,63	100±0,00	3	89,78±15,58	94,72±34,41
31-45	86,38±23,0	98,07±13,1			81,25±10,9		
	0	5	87,25±11,13	100±0,00	7	87,34±20,45	95,38±29,46
46-60	64,43±12,3	79,19±13,7			77,84±16,8		
	3	0	85,45±23,24	100±0,00	6	74,62±17,67	76,81±18,40
61-75	70,10±24,9	86,05±19,1			77,66±14,6		
	7	7	86,61±18,31	100±0,00	1	82,43±21,36	78,30±25,48

ANEXOS 8

ANEXO 8.A

TABELA 1 - RMS VL (ISOCINÉTICO)

	RMS VL		VEL. ANGULAR (graus/s)			
GRUPO						
	60°	120°	180°	240°	300°	360°
15-30	0,25±0,08	0,26±0,09	0,24±0,08	0,25±0,08	0,23±0,06	0,22±0,08
31-45	0,26±0,08	0,26±0,09	0,27±0,09	0,29±0,10	0,26±0,06	0,25±0,08
46-60	0,24±0,10	0,25±0,11	0,23±0,10	0,25±0,12	0,22±0,09	0,22±0,10
61-75	0,23±0,06	0,23±0,08	0,23±0,08	0,23±0,09	0,21±0,08	0,22±0,09

ANEXO 8.B

TABELA 2: RMS RF- (ISOCINÉTICO)

	RMS RF		VEL. ANGULAR (graus/s)			
GRUPO						
	60°	120°	180°	240°	300°	360°
15-30	0,24±0,09	0,24±0,08	0,25±0,09	0,25±0,08	0,23±0,07	0,25±0,08
31-45	0,26±0,06	0,26±0,04	0,25±0,04	0,28±0,08	0,26±0,04	0,26±0,03
46-60	0,27±0,08	0,27±0,10	0,28±0,10	0,28±0,10	0,27±0,10	0,28±0,11
61-75	0,22±0,05	0,23±0,04	0,22±0,06	0,22±0,06	0,21±0,06	0,21±0,06

ANEXO 8.C

TABELA 3: RMS VM - (ISOCINÉTICO)

GRUPO	RMS VM VEL. ANGULAR (graus/s)					
	60°	120°	180°	240°	300°	360°
15-30	0,25±0,06	0,26±0,07	0,27±0,10	0,28±0,09	0,27±0,09	0,27±0,09
31-45	0,24±0,10	0,24±0,08	0,24±0,08	0,27±0,07	0,24±0,07	0,26±0,07
46-60	0,23±0,08	0,22±0,10	0,22±0,10	0,23±0,10	0,22±0,10	0,22±0,11
61-75	0,19±0,06	0,20±0,06	0,20±0,06	0,18±0,06	0,18±0,06	0,19±0,06

ANEXOS 9

ANEXO 9.A

TABELA 1 - RMS NORMALIZADO VL (ISOCINÉTICO)

GRUPO	RMS/RMS máx. VL			VEL. ANGULAR (graus/s)		
	60°	120°	180°	240°	300°	360°
15-30	100±0,00	94,24±12,97	99,35±16,34	102,63±18,0 2	97,58±19,59	90,02±16,39
31-45	100±0,00	97,58±13,03	102,63±21,7 6	109,37±29,8 9	102,08±24,5 9	94,24±12,81
46-60	100±0,00	103,66±11,8 3	97,84±12,05	102,88±16,0 6	94,04±13,20	92,19±11,69
61-75	100±0,00	98,09±17,28	96,48±15,05	98,07±24,47	89,54±13,34	93,40±23,27

ANEXO 9.B

TABELA 2: RMS NORMALIZADO RF- (ISOCINÉTICO)

GRUPO	RMS/ RMS máx. RF			ÂNGULOS (graus)		
	60°	120°	180°	240°	300°	360°
15-30	100±0,00	100,51±11,19	104,96±14,90	106,72±19,66	98,15±19,68	103,46±15,07
31-45	100±0,00	101,83±11,76	100,00±18,87	112,17±37,60	105,51±23,22	102,96±17,56
46-60	100±0,00	98,46±14,39	101,40±20,38	102,04±19,80	97,11±20,21	99,34±17,14
61-75	100±0,00	102,83±12,25	100,33±10,17	96,08±13,84	92,36±16,08	94,97±13,46

ANEXO 9.C

TABELA 3: RMS NORMALIZADO VM - (ISOCINÉTICO)

RMS/ RMS máx. VM			ÂNGULOS (graus)			
GRUPO						
	60°	120°	180°	240°	300°	360°
15-30		104,47±15,5	110,52±47,1	118,57±49,2	111,22±26,9	
	100±0,00	5	1	5	3	108,88±34,77
			100,96±15,9	121,38±55,2	104,50±22,6	
31-45	100±0,00	99,68±12,79	3	3	9	114,05±22,88
46-60	100±0,00	94,45±11,88	97,68±14,27	97,09±11,97	95,51±16,88	96,40±15,99
61-75		108,66±12,4		100,78±19,3		
	100±0,00	8	107,34±9,47	1	97,59±12,98	105,62±17,31